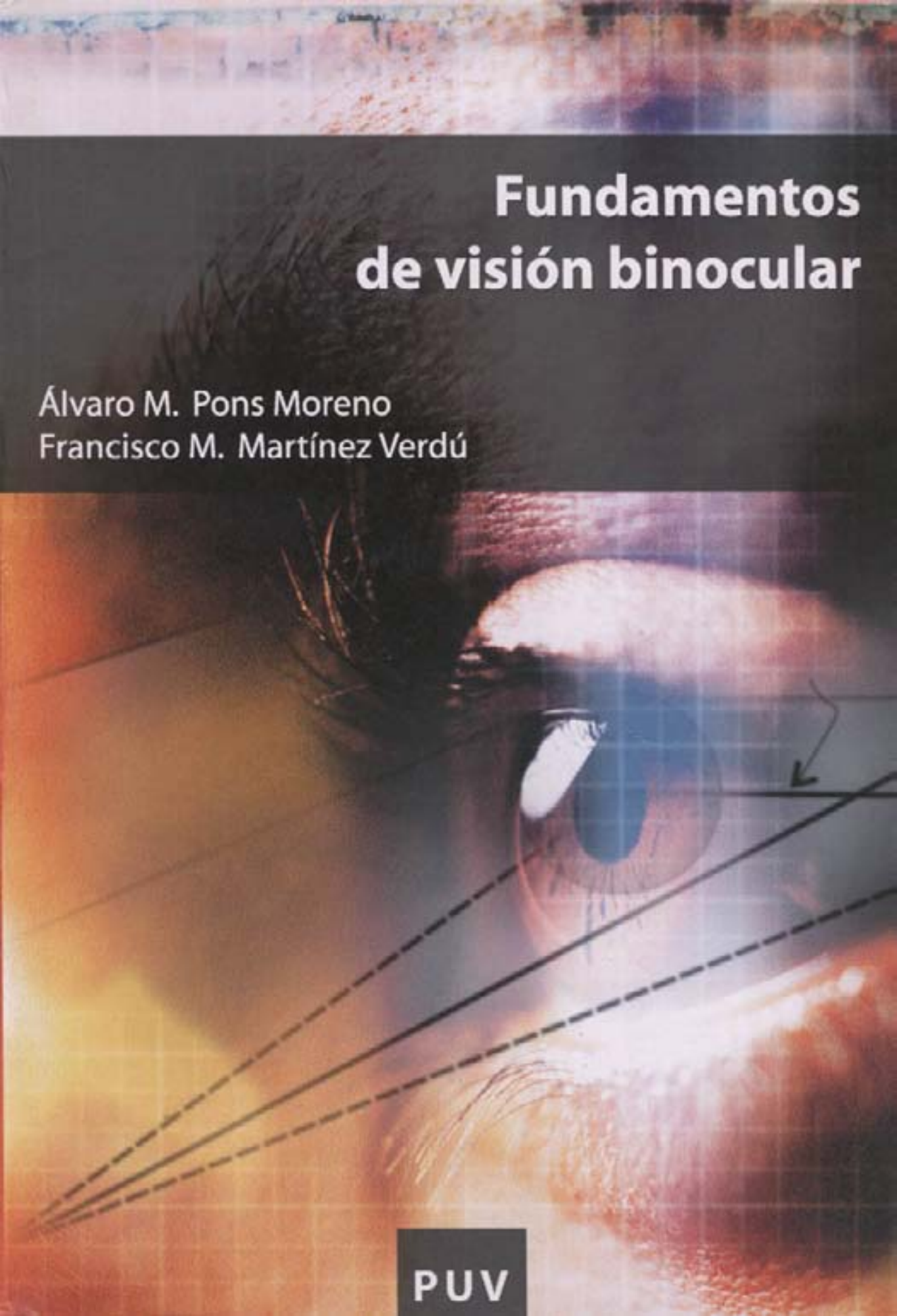
Fundamentos de visión binocular

Álvaro M. Pons Moreno
Francisco M. Martínez Verdú



PUV

FUNDAMENTOS DE VISIÓN BINOCULAR

digitalia
www.digitalia.us

Educació. Materials 74

digitalia
www.digitalia.us

FUNDAMENTOS DE VISIÓN BINOCULAR

Álvaro M. Pons Moreno, Francisco M. Martínez Verdú

UNIVERSITAT D'ALACANT
UNIVERSITAT DE VALÈNCIA
2004

Colección: Educació. Materials
Director de la colección: Guillermo Quintás Alonso

Esta publicación no puede ser reproducida, ni total ni parcialmente, ni registrada en, o transmitida por, un sistema de recuperación de información, en ninguna forma ni por ningún medio, ya sea fotomecánico, fotoquímico, electrónico, por fotocopia o por cualquier otro, sin el permiso previo de la editorial.

Electronic version
published by

digitalia
www.digitalia.us

Edición
Publicacions de la Universitat d'Alacant
Campus Sant Vicent del Raspeig, s/n
03690 Sant Vicent del Raspeig
publicacions@ua.es
ISBN 84-7908-797-8

Publicacions de la Universitat de València
Arts Gràfiques, 13
46010 València
publicacions@uv.es
ISBN 84-370-5918-6

© Los autores, 2004
© De esta edición: Universitat de València, 2004

Producción editorial: Maite Simon
Fotocomposición y maquetación: Celso Hdez. de la Figuera
Diseño original de la cubierta: Pere Fuster (Borràs i Talens Assessors SL)
Corrección: David Lluch (Communico CB)

Depósito legal: V-3668-2004

Impresión: Guada Impresores, S.L.

Índice

INTRODUCCIÓN 13

Capítulo 1. La visión binocular 15

1.1 El sentido espacial de la percepción 15
1.2 El espacio visual 15
1.3 Evolución de la visión binocular 17
1.4 Condiciones para la visión binocular 18
1.5 Conceptos básicos 20
1.6 Grados de visión binocular 21

Capítulo 2. Cinemática del ojo 23

2.1 Introducción a la motilidad ocular 23
2.2 Conceptos iniciales: ejes, ángulos y planos de referencia en el ojo 24
2.3 Posición de los ojos en la cabeza 25
2.4 Ducciones 26
2.5 Sistemas de representación de los movimientos oculares 27
2.5.1 Ruta de Helmholtz.- 2.5.2 Ruta de Fick.- 2.5.3 Ruta de Listing
2.6 Leyes de Donders y de Listing 32
Problemas 34

Capítulo 3. Dinámica del ojo 39

3.1 Consideraciones geométricas previas 39
3.2 Teoría clásica vs. moderna de las acciones músculo-oculares 41
3.2.1 Acción de los rectos externo e interno.- 3.2.2 Acción de los rectos superior e inferior.- 3.2.3 Acción de los oblicuos superior e inferior.- 3.2.4 Acciones desde una posición no primaria de mirada.
3.3 Músculos sinergistas y antagonistas: ley de Sherrington 46
3.4 Sistemas de representación de las acciones músculo-oculares 48

Capítulo 4. Tipos de movimientos oculares 49

4.1 Necesidad de los movimientos oculares 49
4.2 Clasificación de los movimientos oculares 51
4.3 Movimientos para el mantenimiento de la mirada 52
4.3.1 Movimientos vestíbulo-oculares.- 4.3.2 Movimientos opto-cinéticos
4.4 Movimientos para el desplazamiento de la mirada 54
4.4.1 Sacádicos.- 4.4.2 Movimientos de seguimiento.- 4.4.3 Vergencias
4.5 Micromovimientos de fijación 61
4.6 Métodos de medida de los movimientos oculares 61
Problemas 64

Capítulo 5. Movimientos binoculares 69

5.1 Versiones 69
5.2 Vergencias 70
5.2.2 Convergencias asimétrica y simétrica.- 5.2.3 Componentes de la vergencia
5.3 Músculos sinergistas y antagonistas contralaterales 78
5.4 Anomalías de la convergencia binocular 80
5.4.1 Forias.- 5.4.2 Estrabismos
5.5 Introducción al tratamiento de las anomalías binoculares 83
Problemas 86

Capítulo 6. Convergencia binocular 95

6.1 Definiciones y relaciones 95
6.1.1 Relación entre la línea base y la distancia interpupilar.- 6.1.2 Unidades métricas de la convergencia
6.2 Relación C/A en un emétrope 101
6.2.1 La línea de Donders para miopes e hipermétropes
6.3 Zona de visión binocular nítida y haplópica 106
6.3.1 Relación ACA
6.4 Relación C/A en un amétrope compensado 114
6.5 Relación C/A en un présbita 120
6.6 Convergencia inducida por la acomodación y acomodación inducida por la convergencia 121
Problemas 123

Capítulo 7. Visión binocular con prismas 135

7.1 Efectos ópticos de un prisma 135
7.1.1 Potencia eficaz de un prisma.-7.1.2 Ley de Prentice.- 7.1.3 Tipos de prismas.- 7.1.4 Movimientos oculares disociados debido a prismas
7.2 Objeto binocular efectivo 150
7.2.1 Variación del objeto binocular efectivo con lentes esféricas.- 7.2.2 Variación del objeto binocular efectivo con prismas.- 7.2.3 Estereoscopio de Brewster-Holmes
7.3 La neutralización óptica con prismas en visión binocular 165
7.3.1 Introducción al tratamiento de las forias y estrabismos con prismas
Problemas 172

Capítulo 8. Dirección visual 185

8.1 Introducción a los aspectos sensoriales de la visión binocular.... 185
8.2 El sentido direccional 187
8.3 Proyección monocular: el signo local 187
8.3.1 Fijación excéntrica
8.4 Proyección binocular 192
8.4.1 Correspondencia retiniana.- 8.4.2 Leyes de dirección visual.- 8.4.3 Ojo Cíclope
8.5 Diplopía y confusión 210
8.5.1 Diplopía fisiológica
8.6 Correspondencia retiniana anómala 220
Problemas 226

Capítulo 9. El horóptero 231

9.1 El horóptero teórico 231
9.2 Determinación del horóptero longitudinal 234
9.3 Análisis del horóptero longitudinal 239
9.4 Comparación del horóptero empírico respecto del horóptero teórico 248
9.4.1 El horóptero en visión binocular anómala.- 9.4.2 Distorsiones en el horóptero debido a factores ópticos
Problemas 264

Capítulo 10. Fusión binocular. Espacio de Panum 273

10.1 Fusión motora y fusión sensorial. Teorías 273
10.2 Áreas y espacio de Panum 274
10.3 Disparidad de fijación 276
10.3.1 Curva de vergencias forzadas

Capítulo 11. Rivalidad y supresión 281

11.1 Fenómenos básicos de rivalidad y supresión 281
11.1.1 Diferencias interoculares en contraste y luminancia.- 11.1.2 Dominancia de campos homogéneos.- 11.1.3 Velocidad relativa de los estímulos
11.2 Teorías de rivalidad 283
11.2.1 La teoría mental.- 11.2.2 La teoría de supresión.- 11.2.3 Teoría de los dos canales.- 11.2.4 Teoría de la respuesta dual
11.3 Control voluntario de la rivalidad 285
11.4 Escalas clínicas de supresión binocular anormal 286

Capítulo 12. Anisometropía y aniseiconía 287

12.1 Introducción 287
12.2 Anisometropía 287
12.2.1 Efectos prismáticos asimétricos.- 12.2.2 Anisoacomodación.- 12.2.3 Diferencia de tamaño entre las imágenes retinianas.- 12.2.4 Un caso particular de anisometropía: la afaquia unilateral
12.3 Aniseiconia 293
12.3.1 Clasificación de la aniseconia.- 12.3.2 Eiconometría.- 12.3.3 Cálculo de la elipse aniseicónica
12.4 Tratamiento de la aniseiconía 302
12.4.1 Aniseiconía anisometrópica puramente axial o puramente refractiva.- 12.4.2 Técnicas generales de tratamiento de la aniseiconía

Capítulo 13. Distancia visual. Estereopsis 305

13.1 Definiciones. Percepción de distancias en el sistema visual humano 305
13.2 Pistas monoculares 306
13.2.1 Pistas monoculares primarias.- 13.2.2 Pistas monoculares secundarias
13.3 Interacción entre las pistas monoculares y la estereopsis 316
13.3.1 Interacción entre la estereopsis y la perspectiva.- 13.3.2 Interacción entre estereopsis y sombras.- 13.3.3 Constancia estereoscópica
13.4 Agudeza visual estereoscópica 317
13.5 Factores que afectan a la AVE 318
13.5.1 Factores espaciales.- 13.5.2 Comparación entre disparidades cruzadas y descruzadas.- 13.5.3 Orientación de los tests.- 13.5.4 Efecto de la luminancia y el contraste.- 13.5.5 Efectos interoculares.- 13.5.6 Efecto del color.- 13.5.7 Efecto de los movimientos oculares.- 13.5.8 Influencia de los factores temporales.- 13.5.9 Efecto de la práctica

13.6 Aspectos temporales de la estereopsis 328
13.6.1 El efecto Pulfrich.- 13.6.2 El efecto Mach Dvorak.- 13.6.3 Luminancia y latencia visual.- 13.6.4 Adaptación a la luz y a la oscuridad.- 13.6.5 Movimientos oculares
Problemas 334

Capítulo 14. Estereopsis II 343

14.1 Estereogramas 343
14.1.1 Fusión libre.- 14.1.2 Parejas estereoscópicas en terapia visual
14.2 Técnicas estereoscópicas 359
14.2.1 Diseño por ordenador de estereogramas de papel pintado
Problemas 369

Capítulo 15. Medida de la agudeza visual estereoscópica. Estereoanomalías 371

15.1 Método de Howard Dolman 371
15.2 Tests optométricos no basados en estereogramas de puntos aleatorios 372
15.2.1 Test de Titmus. 15.2.2 Test de Frisby
15.3 Tests basados en estereogramas de puntos aleatorios 375
15.3.1 Tests de visión ciclópea.- 15.3.2 Test TNO.- 15.3.3 E test
15.4 Diferencias entre los tests 378
15.4.1 Problemática de los tests más usuales.
15.5 Desarrollo de la visión binocular 380
15.6 Estereoanomalías 381
15.6.1 Deprivación monocular.- 15.6.2 Ambliopía.- 15.6.3 El período crítico del desarrollo.- 15.6.4 Daños cerebrales y estereopsis

BIBLIOGRAFÍA 387

ÍNDICE ANALÍTICO 399

This page intentionally left blank

digitalia
www.digitalia.us

Introducción

La visión humana puede calificarse, sin temor ninguno, como el logro máximo de la evolución natural. Su complejidad formal contrasta con su versatilidad y, por encima de todo, con la simpleza y sencillez con que asumimos la información que nos provee. Desde los ojos llega al cerebro un cúmulo de datos que son procesados de forma eficiente y veloz para procurarnos una representación fiable de nuestro entorno. Sin embargo, somos absolutamente inconscientes del volumen de procesado y decisiones que nuestro cerebro ha tomado en milisegundos para poder percibir, por ejemplo, el libro que en estos momentos sostiene en sus manos. En esas fracciones infinitesimales de tiempo, el cerebro no sólo ha descifrado el conjunto de caracteres llamados letras colocados en un orden determinado para obtener un mensaje, sino que ha dado simultáneamente miles de órdenes que permiten que ese objetivo sea alcanzado. Ha calculado la distancia a la que tenía que estar el libro, adecuando el esfuerzo muscular sobre los msculos ciliares para que el cristalino se abombe hasta producir la acomodación requerida, ha sincronizado el movimiento de nuestros dos ojos para que se produzca el balanceo necesario para la lectura, se han dado instrucciones precisas a nuestras extremidades para pasar cada hoja con una precisión extrema... tan sólo por citar algunas de las tareas más evidentes.

Una cantidad extraordinaria de tareas de altísima dificultad y precisión que han sido realizadas de forma automática, sin apenas intervención volitiva. Un porcentaje muy elevado de todas esas tareas se han llevado a cabo gracias a la coordinación de la información visual procedente de los dos ojos, la visión binocular, posiblemente, la gran desconocida de la visión. Pese a su indudable importancia, la compleja interconexión de la información que proviene de los dos ojos ha dificultado en un grado incuestionable su estudio. Si nos fijamos en las publicaciones de las principales revistas de investigación en el campo de las

ciencias de la visión, la binocularidad es tan sólo considerada en un porcentaje bajísimo de los artículos pubñicados. La gran mayoría de trabajos sobre este campo se centran en aplicaciones clínicas optométricas y oftalmológicas, y crean importantes lagunas en el conocimiento teórico de la visión binocular.Así, si difícil es comprender por qué tenemos dos ojos, más complejo resulta en muchos casos poder estudiarlo.

El planteamiento de este libro, ha sido la recopilación en un sólo texto de los principales aspectos teóricos de la binocularidad, expresándolos y adaptándolos a las necesidades de la docencia de las titulaciones centradas en las ciencias de la visión. El libro se ha estructurado siguiendo un recorrido lógico: las etapas de la visión binocular. En primer lugar, se estudian los aspectos motores necesarios para la coordinación de los movimientos de los dos ojos, primer paso para poder conseguir una única representación visual. Se describen los principales aspectos dinámicos de las acciones musculares (sin entrar en una descripcin anatómica profunda, que se deja a otros textos más especializados) y se analiza con profundidad la convergencia binocular, máximo exponente de la coordinación binocular. En segundo lugar, nos adentraremos en los complejos aspectos sensoriales de la visin binocular que permiten una representación de nuestro entorno, centrándonos en aquéllos que proporcionan información sobre direcciones y distancias, dotándonos de un sistema de referencia flexible y de alta precisión. El estudio comienza en la fusión binocular, fase inicial necesaria para una representación única, desde la que se irá avanzando en el análisis de la percepción hasta llegar al grado más alto de visión binocular: la estereopsis.

Esperamos que este libro pueda aportar una ayuda eficaz y fructífera a los estudiantes y docentes del área de las ciencias de la visión en un campo donde la bibliografía es escasa y prácticamente inexistente en castellano.

El presente estudio ha favorecido un reencuentro entre compañeros y entre los servicios de publicaciones de la Universitat de València y la Universidad de Alicante. De esto último solo nos cabe congratularnos.

1. *La visión binocular*

1.1 El sentido espacial de la percepción

La visión se puede entender como la interpretación del mundo exterior mediante sistemas internos de codificación y representación a través de la extracción de la información contenida en las imágenes retinianas. Este libro se centra en el uso coordinado, tanto en el nivel motor como sensorial, de los dos ojos para dar lugar a una impresión mental simple del entorno que nos rodea. Por tanto, el objetivo fundamental de la visión binocular es la interpretación fidedigna de nuestro entorno en una única imagen perceptual a partir de las dos imágenes retinianas. Esta interpretación nos permite orientarnos dentro del entorno físico que nos rodea y detectar la posición espacial de un objeto, tanto su dirección como su distancia.

Si bien es verdad que viendo con un solo ojo tenemos sentido espacial, éste no es tan bueno como el que se obtiene con los dos ojos abiertos. Por ejemplo, si mantenemos recto un bolígrafo con una mano delante de nuestra cara con un solo ojo abierto, al intentar tocar rápidamente su extremo con el índice de la otra mano libre con el brazo alzado, nunca lo conseguiremos; en cambio, con los dos ojos abiertos sí. Esto pone de manifiesto que la coordinación dedo-cerebro no es la misma nutriéndose de la información que recibe de un solo ojo, que si lo hace de los dos. Por tanto, este sencillo ejemplo nos muestra cómo la visión binocular debe aportar algunas ventajas perceptuales con respecto a la visión monocular. Veremos a lo largo del libro, entre otros aspectos, cuáles son.

1.2 El espacio visual

En principio, se debe presuponer que la representación e interpretación visual del espacio físico debe ser lo más fidedigna posible. Sin embargo, mu-

chos investigadores se han planteado qué tipo de espacio es, matemáticamente hablando, el espacio visual. Esta pregunta es de gran importancia, ya que la medida de distancias en el espacio visual dependerá en gran medida de la métrica del espacio visual. Las diferencias entre una métrica euclídea (la que utiliza un arquitecto o un ingeniero civil) o no euclídea se traducirán en que la medida de distancias en el espacio visual será más o menos parecida a la que se da en el espacio físico. En ese sentido, las primeras experiencias se llevaron a cabo en 1913 (Regan 1991), siendo Blumenfeld el primero en hacer una experiencia en este sentido: la alineación al nivel de los ojos de dos grupos de puntos paralelos. El resultado fue que, cuando el observador los consideraba paralelos, los puntos estaban orientados de forma diferente, tal y como se ve en la fig. 1.1. Por tanto, el espacio visual binocular no es euclídeo.

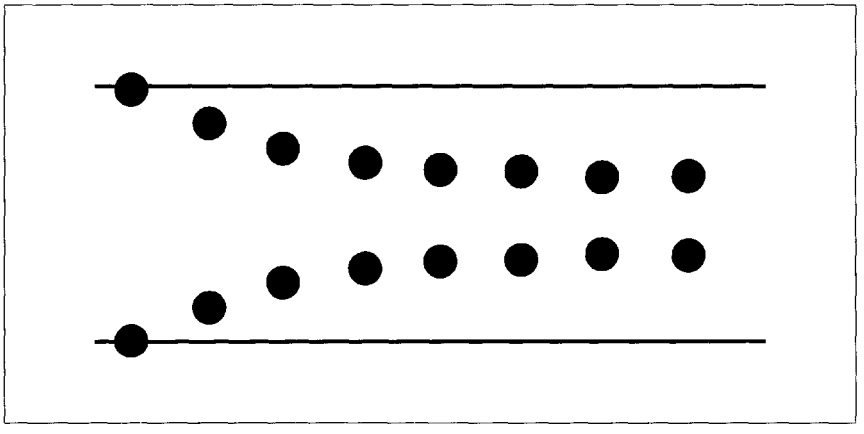


Fig. 1.1 Experiencia de Blumenfeld.

Experiencias más precisas, como las realizadas por Foley en 1972 e Higashiyama en 1984 demostraron que la métrica del espacio visual binocular no es homogénea en todas las direcciones. En estas experiencias, los observadores debían construir figuras rectangulares, como triángulos rectángulo y cuadrados (fig. 1.2), obteniendo figuras deformadas en el espacio físico que se interpretaban como figuras rectas en el espacio visual.

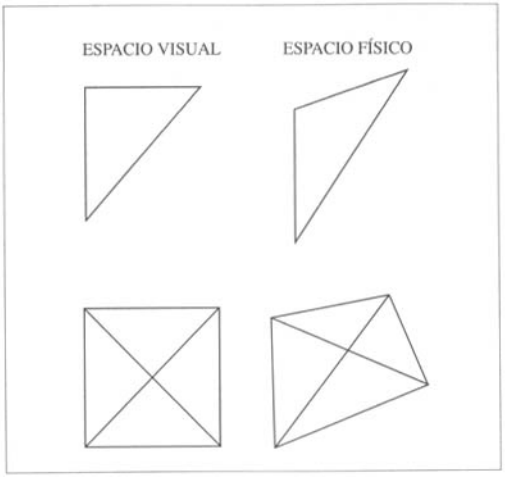


Fig. 1.2 Experiencias de Foley (arriba) e Higashiyama (abajo).

1.3 Evolución de la visión binocular

Existen importantes diferencias entre los sistemas visuales de las diversas especies, motivadas por los diferentes caminos evolutivos que éstas han seguido. Así, para las especies herbívoras, la principal necesidad es la detección de peligro, que se cubre si se tiene un campo visual lo más amplio posible. Para obtener este campo visual máximo, los ojos se colocan lateralmente, dando 360º de campo visual pero sin apenas solapamiento de los mismo (fig. 1.3). Sin embargo, en las especies cazadoras, más evolucionadas, se precisa una visión que permita detectar la distancia a la que están las presas, lo que deriva en una posición frontal de los ojos que provoque en un solapamiento de los campos visuales monoculares que den lugar a la visión binocular.

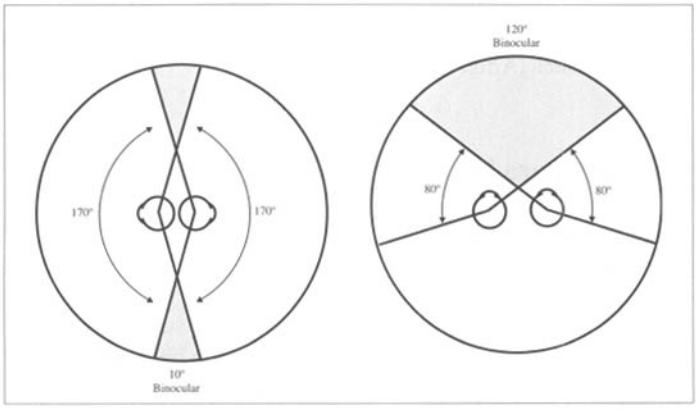


Fig. 1.3 Campos visuales monocular y binocular del conejo (izquierda) y del gato (derecha).

Estas diferencias se extienden también a aspectos fisiológicos. En el *quiasma óptico* se produce un cruce entre la información que proviene de los ojos y se dirige al cerebro. En los animales inferiores, la decusación o cruce es total, de forma que no existe superposición de la información. Sin embargo, en los mamíferos se produce una decusación parcial que se conoce como *semidecusación quiasmática*, que permite que la información de ambos ojos sea combinada (fig. 1.4). Esto acarrea consigo, entre otras cosas, que la parte izquierda del espacio físico se analiza sensorialmente en el cerebro derecho, y la parte derecha en el cerebro izquierdo. Por tanto, una lesión irreversible en el córtex visual derecho provocaría una ceguera en todo el espacio físico izquierdo.

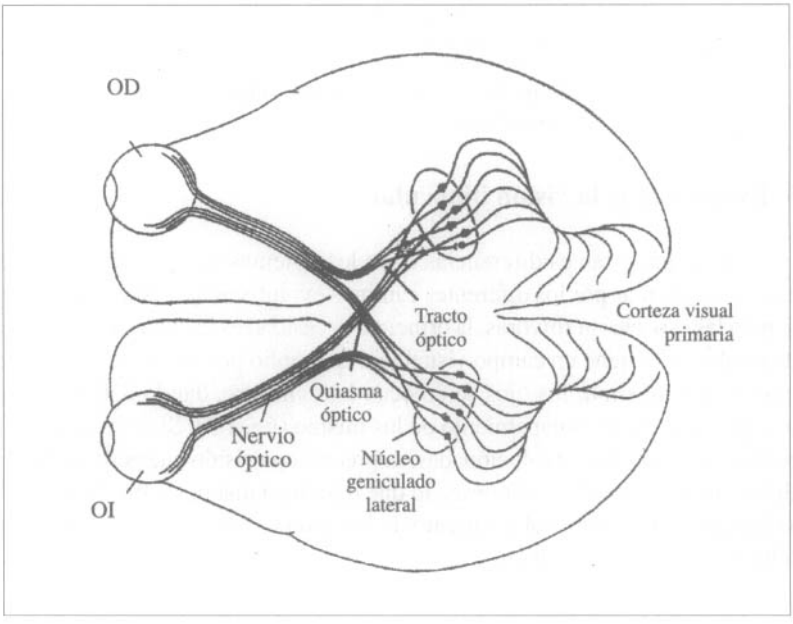


Fig. 1.4 Esquema de los caminos visuales con la aparición de la semidecusación quiasmática (Artigas, et al., 1995).

1.4 Condiciones para la visión binocular

Se deben verificar cuatro condiciones básicas por orden de prioridad para que exista visión binocular:

1. Los dos campos visuales monoculares deben solaparse en una región suficientemente amplia para obtener un campo binocular extenso, como ocurre en las especies carnívoras (fig. 1.3).

2. Los ojos deben moverse de forma coordinada para que los ejes visuales se crucen sobre un mismo punto de fijación, permitiendo que las imágenes se formen sobre áreas simétricas en las retinas de los dos ojos (fig. 1.5).

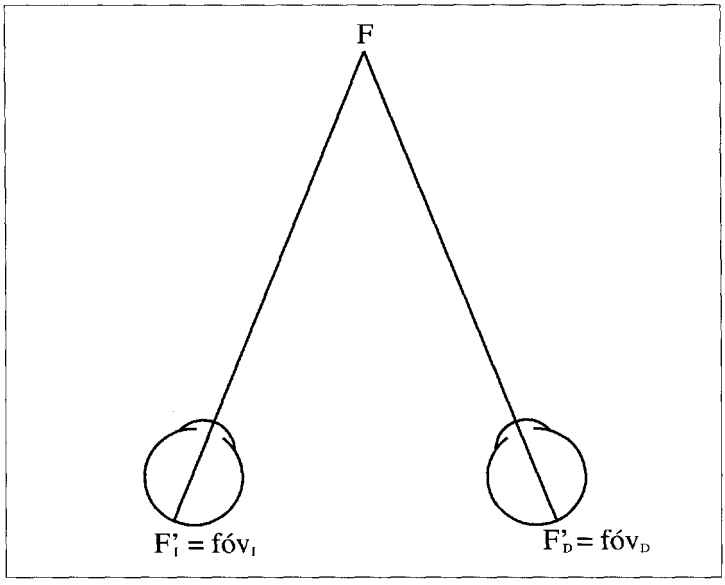


Fig. 1.5 Esquema de alineación de los ejes visuales de ambos ojos para conseguir la fijación bifoveal: el punto de fijación F se proyecta simultáneamente en las dos fóveas.

3. La información recibida en ambas retinas debe transmitirse a regiones asociadas del córtex visual, es decir, que se mantenga la *correspondencia retiniana* a lo largo de los caminos visuales de procesado de la información visual. Por ejemplo, en la fig. 1.6, se puede apreciar cómo las dos fóveas (símbolos claros) tienen en común el punto de fijación F por lo que las rutas neurales asociadas a estos puntos retinianos se agrupan en columna en el cuerpo geniculado lateral (CGL) para salir conjuntamente hacia el córtex visual. Pero esto mismo se da también para cualquier par de puntos retinianos (símbolos oscuros) en ambos ojos que tengan en común el mismo punto proyectado en el espacio objeto. Decimos, por tanto, que tanto las dos fóveas, como el otro par de puntos de la figura, son puntos retinianos correspondientes.

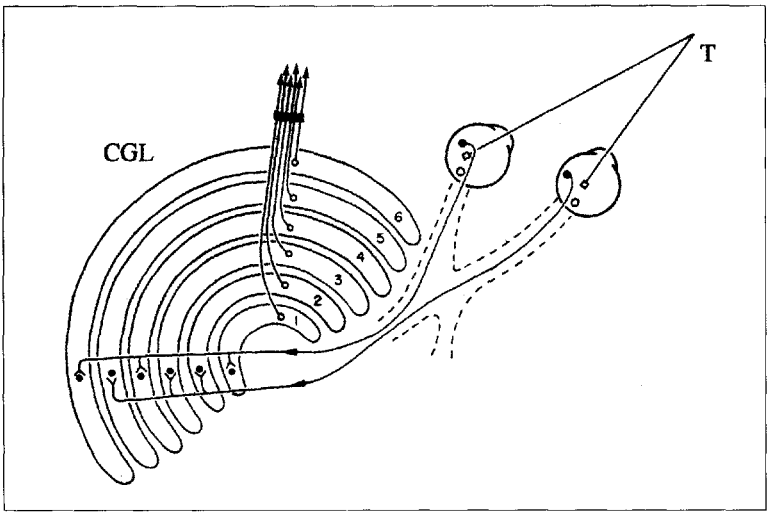


Fig. 1.6 Esquema sobre el mantenimiento de la correspondencia retiniana gracias a la semidecusación quiasmática. Los símbolos claros son las dos fóveas, que serían correspondientes o simétricas; los símbolos oscuros son un par de puntos retinianos correspondientes asociados a un punto del campo visual que no es de fijación (T); los símbolos cuadrados representan los centros de rotación de los globos oculares. Nótese cómo las rutas neurales que salen de los símbolos oscuros van a parar a la misma columna del cuerpo geniculado lateral (Reading, 1983).

4. El cerebro debe tener la capacidad de fusionar las imágenes neurales obteniendo una representación única. Es decir, utilizando simbolismo matemático:

$$\exists \quad f \quad \text{tal que} \quad Im_{FINAL} = f(Im_{I}, Im_{D}) = Im_{I} \oplus Im_{D} \qquad (1.1)$$

En definitiva, que exista alguna función neural f que, partiendo de las dos imágenes retinianas izquierda y derecha, permita crear una sola imagen final que sea el resultado de una superposición o *fusión* de las dos imágenes retinianas. Para ejecutar óptimamente este proceso de fusión neural, es mejor que desde lo más temprano posible se agrupen las rutas neurales asociadas a puntos retinianos de ambos ojos que tengan en común el mismo punto objeto. Esto es preferible que sea posible en el mayor campo visual móvil y estacionario común entre ambos ojos.

1.5 Conceptos básicos

Al exponer las condiciones de la visión binocular han aparecido algunos conceptos que cabe matizar para mejorar la comprensión del apartado anterior:

Campo visual monocular (CV): zona del espacio donde son visibles los objetos simultáneamente manteniendo la mirada en un punto. Se puede medir de tres formas:

a) Trans-esclerótica: se observa enucleando el ojo, por detrás de la esclera.

b) Óptica: se calcula por el límite de la pupila de entrada.

c) Retiniana: se mide clínicamente mediante oftalmoscopía.

Campo visual binocular (CVB): lugar del espacio donde se solapan los dos campos visuales monoculares, es decir, $CVB = CV_I \cap CV_D$. Este campo se mide manteniendo la fijación estática en un punto, es decir, sin permitir movimientos oculares o de la cabeza. Tiene una disminución en su zona central debido a la presencia de la nariz.

Campo de fijación binocular (CFB): región del espacio que contiene todos los puntos que pueden ser fijados por los dos ojos en movimiento mientras la cabeza permanece en posición estacionaria. A la vista de la fig. 1.7, tenemos que $CFB \subset CVB$, o sea, que el campo de fijación binocular está dentro del campo visual binocular. Por tanto, si comparásemos estos conceptos entre especies, si CVB es grande, CFB también lo puede ser, lo cual implica mejor visión binocular.

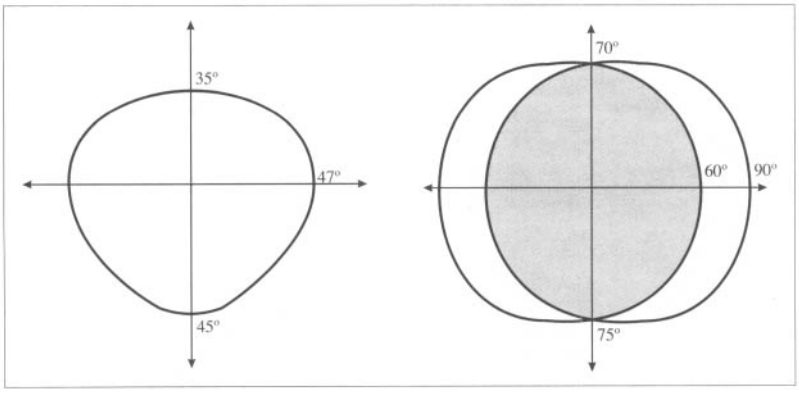


Fig. 1.7 Campo de fijación binocular (izquierda) y campo visual binocular (derecha).

1.6 Grados de visión binocular

Partiendo de una clasificación clásica, que posteriormente se matizará según las teorías modernas, tenemos tres grados de visión binocular:

GRADO I: no existe superposición (fusión neural) de las dos imágenes retinianas, lo cual provoca la visión doble o *diplopía*.

GRADO II: existe fusión neural pero con algún esfuerzo, como por ejemplo, cuando uno se emborracha y pierde parcialmente la visión binocular estable.

GRADO III: existe fusión neural sin esfuerzo, lo que se denota como *visión estereoscópica* o *haplopía*, la cual es la que se considera normal en la mayoría de nosotros.

Esto no significa que, por no ser capaces, de momento, de interpretar la imagen oculta tridimensional de un *autoestereograma* (fig. 1.8), no tengamos el grado III. En principio, si poseemos visión binocular aparentemente normal, somos del tipo III. Pero, ¿cómo entonces no percibimos la figura oculta del autoestereograma? Como veremos a lo largo de este libro, todos somos capaces de ver esta imagen tridimensional oculta, pero para ello solamente es necesario controlar la coordinación motora de ambos ojos, la coordinación sensorial, si es normal, se dará automáticamente.

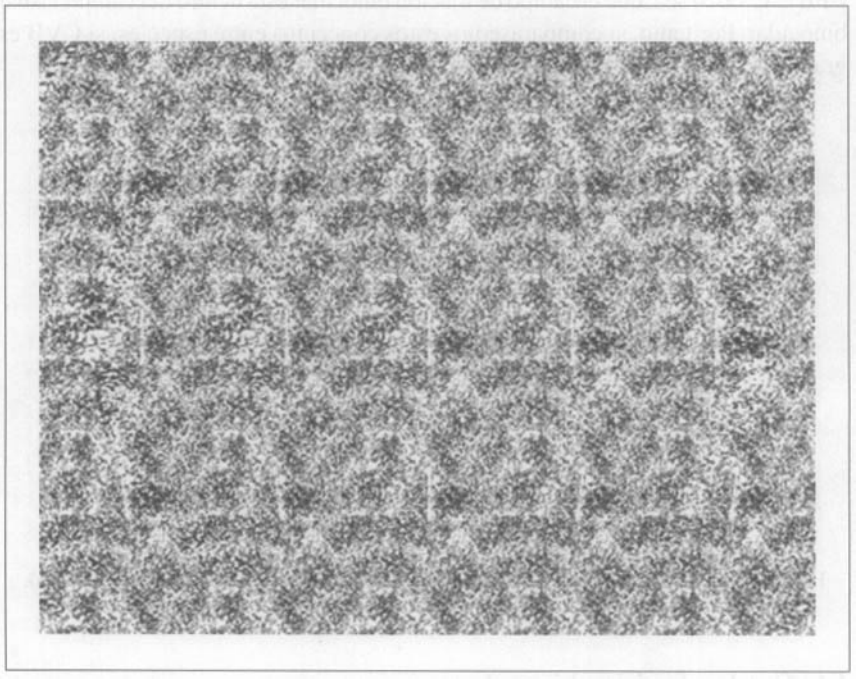


Fig. 1.8 Ejemplo de autoestereograma de puntos aleatorios. ¿Qué figura matemática en tres dimensiones se oculta en la figura?

2. *Cinemática del ojo*

2.1 Introducción a la motilidad ocular

Los dos globos oculares, con sus anexos (músculos extraoculares, etc.) y conexiones nerviosas con y dentro del córtex visual, forman una entidad indivisible. No obstante, es conveniente analizar separadamente los subsistemas motor y sensorial. A partir de las condiciones para la visión binocular explicadas en el capítulo anterior, el subsistema motor tiene tres funciones principales:

- Incrementar la extensión del campo visual efectivo (monocular y binocular) variando la fijación binocular.
- Trasladar la imagen del objeto de interés a la fóvea y mantenerla allí para aprovechar la máxima agudeza visual de que disponemos.
- Mantener la alineación de los dos ojos para asegurar la percepción haplópica (no doble).

Esto significa que el subsistema oculomotor está al servicio del subsistema sensorial, porque el segundo interviene en las últimas fases de la visión. Por tanto, hemos considerado conveniente comenzar este libro con los aspectos oculomotores, para a continuación relacionarlos con los aspectos sensoriales de la visión binocular.

Esta unidad temática que iniciamos, centrada en la motilidad ocular, consta de cuatro capítulos. Este capítulo se centra en la descripción geométrica de los movimientos monoculares. El capítulo III se dedica a analizar los agentes mecánicos que provocan los movimientos oculares. El capítulo IV se centra en una clasificación estrictamente funcional de los movimientos oculares. Y el capítulo V profundiza en los movimientos binoculares y sus anomalías (forias y estrabismos).

2.2 Conceptos iniciales: ejes, ángulos y planos de referencia en el ojo

Para lo que sigue, es conveniente listar y definir los conceptos siguientes:

Eje óptico (EO): recta que pasa por los puntos nodales y une todos los centros de curvatura de los dioptrios oculares.

Eje visual (EV): par de rectas paralelas que unen el punto de fijación con la fóvea a través de los puntos nodales N y N'.

Centro de rotación (CR): punto fijo alrededor del cual se producen los giros del globo ocular, que se considera como una esfera de radio $r = 10.5$ mm desde el polo oftalmométrico. Se encuentra aproximadamente a 13.5 mm del vértice corneal (Bennett & Rabbetts, 1989: 168).

Eje de fijación: es el eje que une el centro de rotación del ojo con el punto de fijación.

Eje pupilar: eje normal a la córnea que pasa por el centro de la pupila de entrada.

Línea principal de mirada: es la línea que une el punto objeto con el centro de la pupila de entrada.

Ángulo α: ángulo formado entre el eje visual y el eje óptico. Su valor suele estar entre los 4 y 8°, tomándose un valor estándar de 5°.

Ángulo γ: es el ángulo formado entre el eje de fijación y el óptico. Es mayor que α.

Ángulo κ: es el formado entre el eje pupilar y la línea principal de mirada. Generalmente $\kappa < \alpha$.

Todos estos conceptos aparecen en la fig. 2.1.

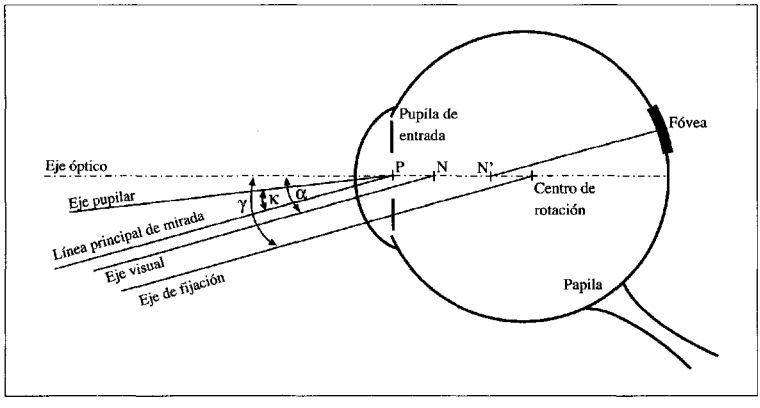


Fig. 2.1 Ejes y ángulos en el ojo.

Ejes de Fick: son los ejes principales de rotación del ojo, es decir, los que resultan de montar un sistema de ejes cartesianos sobre el centro de rotación como origen de referencia (fig. 2.2).

Plano de Listing: es un plano frontal que contiene el centro de rotación de los dos ojos, es decir, que contiene los ejes de Fick YZ (fig. 2.2).

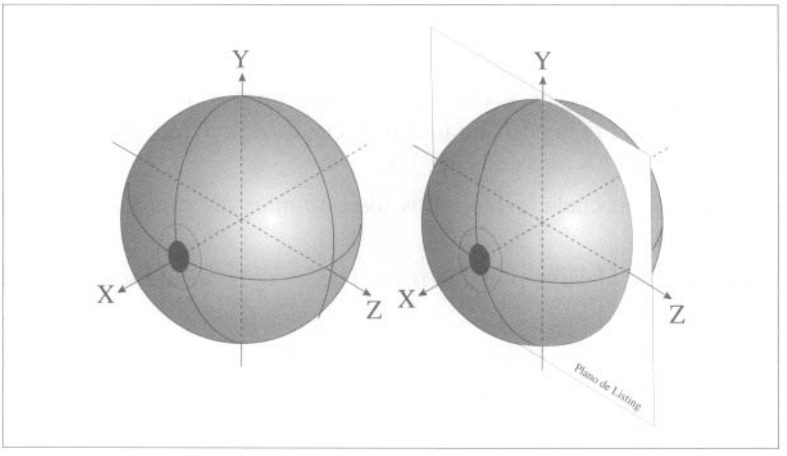


Fig. 2.2 Ejes de Fick y plano de Listing.

2.3 Posición de los ojos en la cabeza

Los ojos se sitúan en las órbitas oculares, cuyas paredes internas son paralelas y de dirección sagital. Las paredes externas forman un ángulo aproximado de 90°. Los ojos se insertan en las órbitas formando un ángulo de 45°, y éstas, con respecto a los ejes visuales paralelos, forman aproximadamente un ángulo de 23° (fig. 2.3).

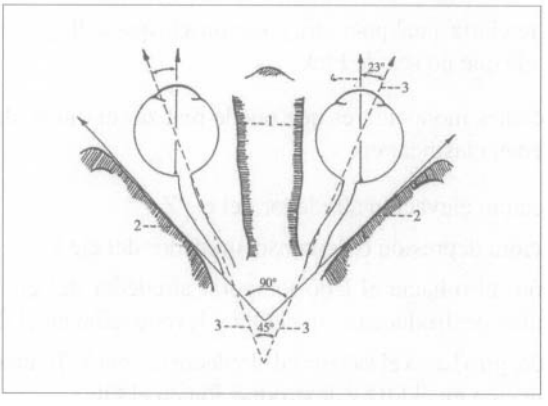


Fig. 2.3 Posición de los ojos en las órbitas oculares (de Hugonnier 1977).

A partir del esquema de la última figura, podemos definir las siguientes posiciones del ojo:

Posición anatómica de reposo: los ojos no están sometidos a ningún tipo de estímulo. Es de ligera divergencia. No tiene interés, ya que es la posición que se da en un cadáver.

Posición fisiológica de reposo: sólo actúa el tono muscular. Es la que toman los ojos bajo anestesia.

Posición primaria: los ojos están mirando un objeto muy lejano a la misma altura que los ojos, lo cual significa tener los dos ejes visuales paralelos. Será siempre la posición inicial de cualquier movimiento ocular, como la marcan los ojos en la fig. 2.3.

Posición disociada: están todos los estímulos presentes, excepto el de fusión.

Posición de fijación: posición normal de los ojos cuando se fijan sobre un punto.

Posición diagnóstica de la mirada: posición forzada de ambos ojos para poner a prueba la acción máxima de cada músculo extraocular (§ Capítulo 5).

2.4 Ducciones

A partir de la definición de los ejes de Fick, cualquier rotación monocular alrededor de uno de estos ejes se denomina *movimiento simple* o *secundario*, mientras que cualquier combinación de movimientos o giros alrededor de un eje que no sea de Fick se denomina *movimiento oblicuo* o *terciario*.

En función de cuál sea la posición al final del movimiento, definimos:

Posición secundaria: aquella a la que se llega a través de un movimiento secundario de giro alrededor de los ejes Y o Z.

Posición terciaria: cualquier otra posición a la que se llega girando alrededor de un eje que no sea de Fick.

Las rotaciones monoculares que puede realizar el ojo se denominan *ducciones* y se pueden clasificar en:

Supraducción: elevación alrededor del eje Z.

Infraducción: depresión o descenso alrededor del eje Z.

Abducción: giro hacia el lado temporal alrededor del eje Y. También se denomina dextroducción en el OD y levoducción en el OI.

Aducción: giro hacia el lado nasal alrededor del eje Y. También se denomina levoducción en el OD y dextroducción en el OI.

Intorsión o inciclotorsión: giro alrededor del eje X en dirección nasal.

Extorsión o exciclotorsión: giro alrededor del eje X en dirección temporal.

Los movimientos terciarios se pueden descomponer en dos movimientos secundarios y su notación es la composición de los dos nombres. Así, un movimiento del ojo hacia el lado nasal y hacia arriba del ojo derecho se denominaría levosupraducción (fig. 2.4).

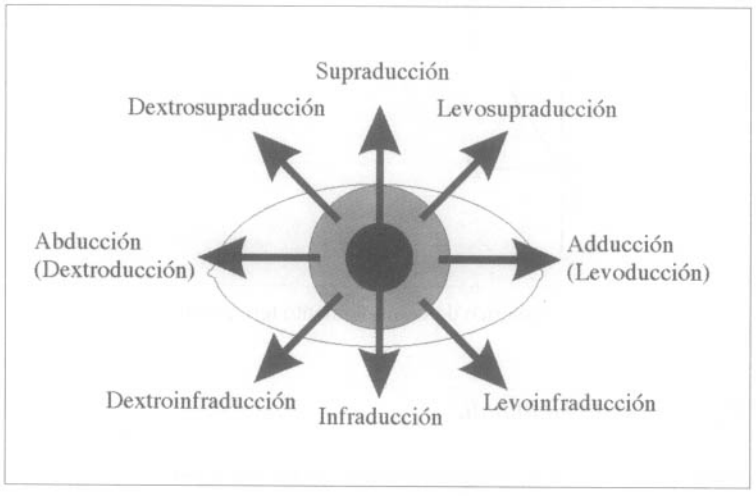


Fig. 2.4 Ducciones en el ojo derecho.

2.5 Sistemas de representación de los movimientos oculares

A la hora de plantear la cuestión de qué camino elige el ojo cuando realiza un movimiento oblicuo –desde la posición primaria O a la posición terciaria T– tenemos de partida que éste puede elegir voluntariamente infinitos caminos o rutas, pero lo que nos interesa es averiguar la ruta que elige involuntariamente. Desde un punto de vista lógico, el ojo elige siempre involuntariamente la ruta más corta, la del mínimo esfuerzo, la que podemos trazar visualmente a lo largo del segmento OT que une los dos puntos, pero ¿qué tipo de rotaciones monoculares implica hacer esto?, ¿se puede ejecutar este movimiento con un único giro, o es necesario hacer más de uno?

Para contestar a estas preguntas vamos a presentar varias rutas o caminos, las cuales nos conducirán a comprender las leyes de Donders y de Listing de los movimientos oculares, que presentaremos en el apartado siguiente. Para ello desarrollaremos un ejemplo numérico asociado a un esquema característico (fig. 2.5) en el que las posiciones primaria O y la terciaria T forman un rectángulo cuyos dos vértices adicionales son los puntos S (encima de O y a la izquierda de T) y R (a la derecha de O y debajo de T), todos ellos en un plano perpendicular al eje de fijación.

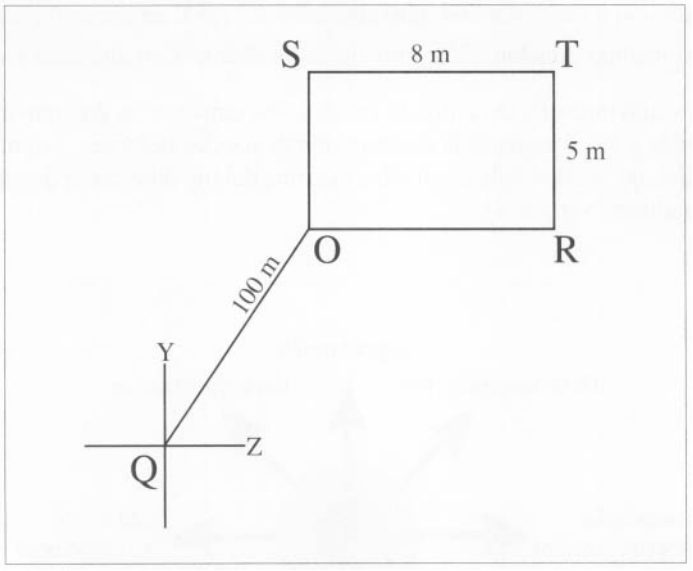


Fig.2.5 Ejemplo numérico de un movimiento terciario u oblicuo O→T

2.5.1 *Ruta de Helmholtz*

Propuesta por uno de los grandes científicos del siglo XIX, y «padre» de la Óptica Fisiológica, esta ruta plantea dos movimientos oculares (fig. 2.6):

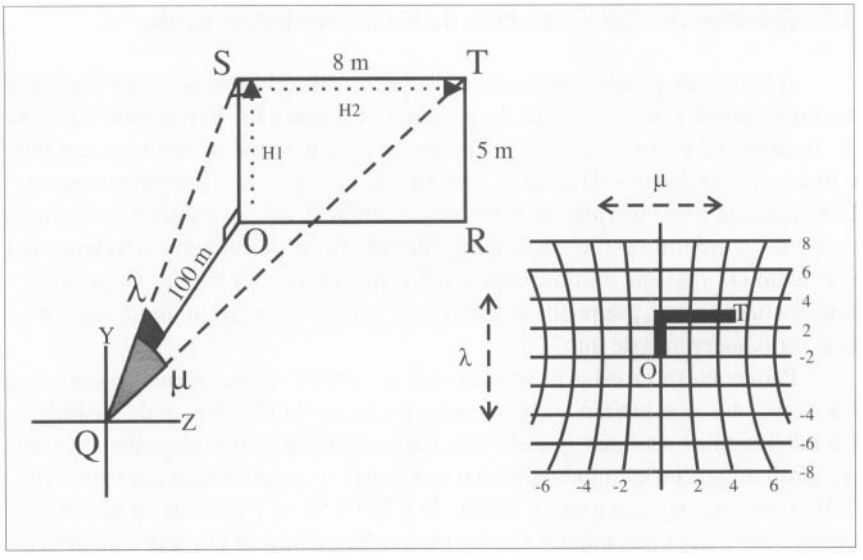


Fig. 2.6 Ruta de Helmholtz y sistema asociado de representación (λ,μ) de los movimientos oculares.

– Sub-ruta H1: elevación (o descenso) λ, de O a S:

$$\lambda = \text{arctg}\left(\frac{OS}{QO}\right) \tag{2.1}$$

– Sub-ruta H2: giro fuera del plano de Listing denotado como *azimuth* μ, de S a T:

$$\mu = \text{arctg}\left(\frac{ST}{QS}\right) \quad \text{con} \quad QS = \sqrt{QO^2 + OS^2} \tag{2.2}$$

Simplemente, plantea la ruta que saldría a través de la esquina superior-izquierda del rectángulo de vértices OSTR. Para el ejemplo numérico, obtenemos λ = +2.86 deg y μ = +4.57 deg.

Con estos dos parámetros de giro se puede formar un sistema no cartesiano de representación dado que el azimuth no es un movimiento secundario, donde la variable horizontal es λ y la vertical μ (fig. 2.6, derecha), y en el que el origen es O y la posición final o terciaria es T ≡ (λ,μ) = (2.86, 4.57) deg para el ejemplo desarrollado.

2.5.2 *Ruta de Fick*

Al igual que la anterior, se proponen dos sub-movimientos oculares (fig. 2.7):

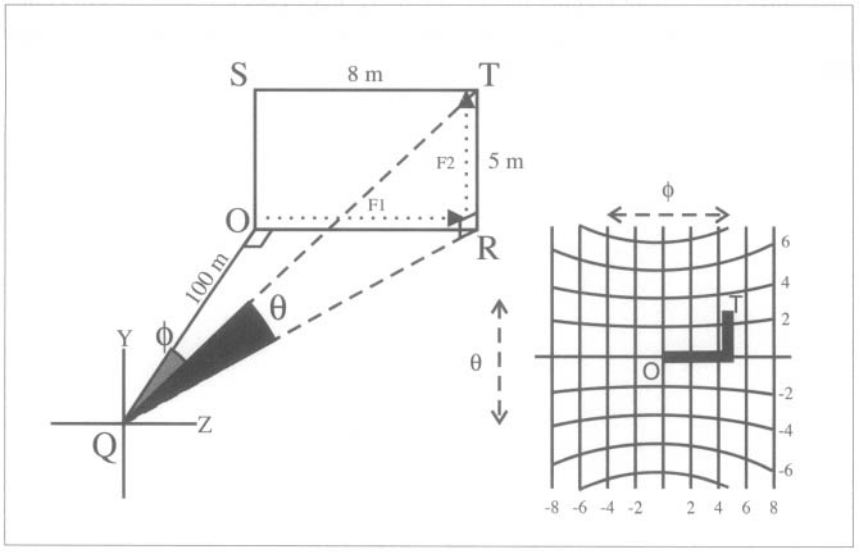


Fig. 2.7 Ruta de Fick y sistema asociado de representación (ϕ,θ) de los movimientos oculares.

– Sub-ruta F1: *longitud* ϕ, de O a R:

$$\phi = \text{arctg}\left(\frac{OR}{QO}\right) \tag{2.3}$$

– Sub-ruta F2: giro fuera del plano de Listing denotado como *latitud* θ, de R a T:

$$\theta = \text{arctg}\left(\frac{RT}{QR}\right) \quad \text{con} \quad QR = \sqrt{QO^2 + OR^2} \tag{2.4}$$

Simplemente, plantea la ruta que saldría a través de la esquina inferior-derecha del rectángulo de vértices OSTR. Para el ejemplo numérico, obtenemos ϕ = +4.57 deg y θ = +2.85 deg.

Con estos dos parámetros de giro se puede formar otra vez un sistema no cartesiano de representación dado que la latitud no es un movimiento secundario, donde la variable horizontal es ϕ y la vertical θ (fig. 2.7, derecha), y en el que el origen es O y la posición final o terciaria es T ≡ (ϕ,θ) = (4.57, 2.85) deg para el ejemplo desarrollado.

2.5.3 *Ruta de Listing*

Se basa en que el ojo va a ejecutar el camino más corto entre O y T, es decir, a través de la diagonal del rectángulo de vértices OSTR (fig. 2.8). Para ello, el ojo parece conocer el ángulo relativo α entre O y T, el cual se denota como *meridiano* y se deduce a partir de:

$$\alpha = \text{arctg}\left(\frac{RT}{OR}\right) \tag{2.5}$$

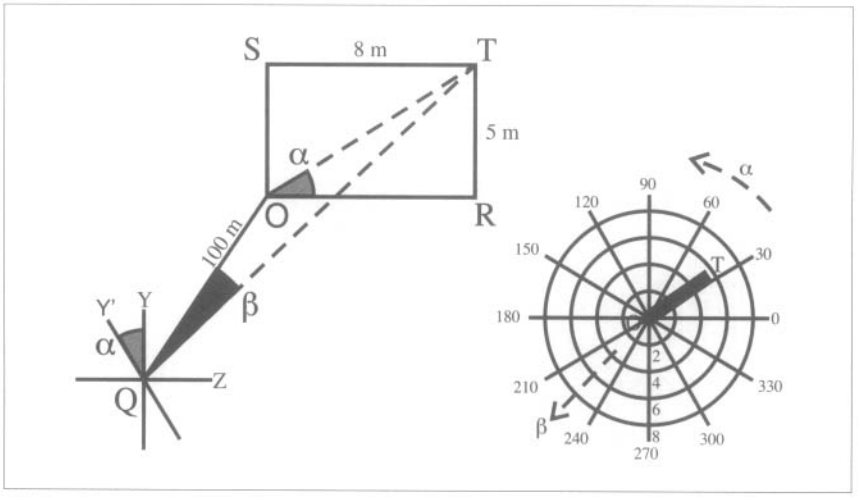


Fig. 2.8 Ruta de Listing y sistema asociado de representación (ϕ,θ) de los movimientos oculares.

Tenido en cuenta el ángulo α, Listing encontró que, girando el eje Y de Fick un valor α, el ojo puede girar directamente de O a T con un valor β, denotado como *excentricidad* y que se deduce a partir de:

$$\beta = \text{arctg}\left(\frac{OT}{QO}\right) \quad \text{con} \quad OT = \sqrt{OR^2 + RT^2} \tag{2.6}$$

En principio, la única rotación monocular que se haría sería el valor β y no el valor α, puesto que lo asociamos a un giro de los ejes de Fick y no del ojo. Aun así, no podríamos identificar la rotación β como un tipo de ducción. Consecuentemente, el sistema de representación asociado a esta ruta es exclusivamente polar o curvilíneo, nunca cartesiano (fig. 2.8, derecha). Para el ejemplo numérico desarrollado, se obtiene que α = 32.01 deg y β = 5.39 deg, que serán por tanto las coordenadas polares asociadas a la posición terciaria T.

Reuniendo todas las variables de las tres rutas (Helmholtz, Fick y Listing), aparecen las relaciones siguientes por trigonometría simple:

$$\begin{aligned} \text{tg}\,\phi &= \frac{\text{tg}\,\mu}{\cos\lambda} \quad ; \quad \text{sen}\,\theta = \text{sen}\,\lambda\,\cos\mu \\ \text{tg}\,\alpha &= \frac{\text{tg}\,\theta}{\text{sen}\,\phi} = \frac{\text{sen}\,\lambda}{\text{tg}\,\mu} \\ \cos\beta &= \cos\phi\,\cos\theta = \cos\lambda\,\cos\mu \end{aligned} \tag{2.7}$$

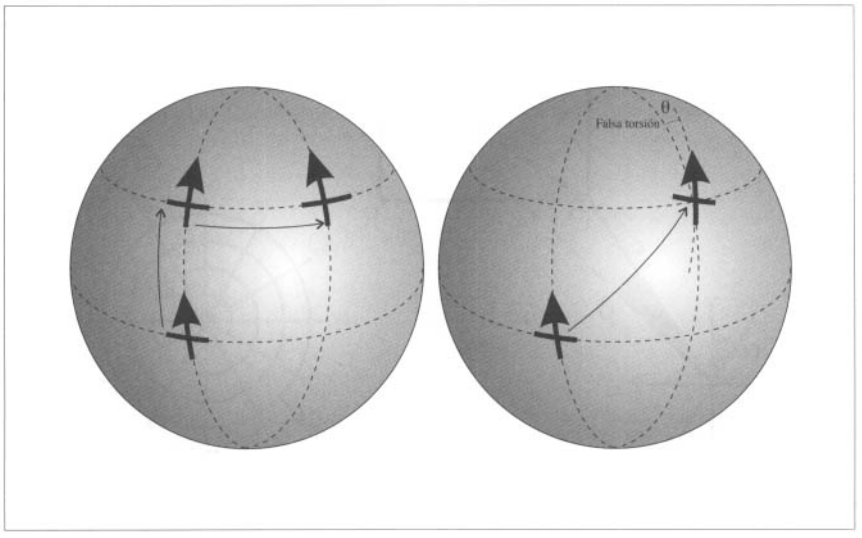


Fig. 2.9 Comprobación de la falsa torsión.

2.6 Leyes de Donders y de Listing

En principio, si tratamos al globo ocular como una esfera, no existe ningún impedimento geométrico para llegar a una posición terciaria T con un único eje de giro (fig. 2.9, derecha). Sin embargo, desde un punto de vista de estudio de los movimientos es más sencillo descomponer cualquier movimiento terciario como composición de movimientos secundarios. Por ejemplo, para llegar a una posición terciaria del ojo derecho arriba y a la derecha, podemos realizar una dextrosupraducción o una supraducción y luego una dextroducción o abducción, que es la ruta de Helmholtz. En general, para ir de la posición primaria a una terciaria, el ojo siempre usa la ruta más corta, siguiendo un principio de mínimo esfuerzo, girando alrededor de un eje perpendicular al plano que contiene el punto inicial y final (el plano QOT de la fig. 2.8), que es la ruta de Listing. Ahora bien, aunque en principio parece que la posición final del ojo debería ser la misma por uno u otro camino, lo cierto es que la posición final es diferente. Lo podemos comprobar claramente en la fig. 2.9, en la que observamos cómo el giro del ojo por dos caminos diferentes da lugar a que la cruz pegada al ojo queda en una orientación diferente.

Si considerásemos el camino por movimientos secundarios (Helmholtz o Fick), habría que añadir al final una ligera torsión ω. Esta *falsa torsión* es producto de la diferencia geométrica de los dos movimientos. Sin embargo, la posición final del ojo es siempre la que se obtendría a través del camino más corto (ruta de Listing). Este aspecto lo indicó inicialmente Donders (1847) con su ley:

> «El grado de falsa torsión ω asociado a una posición terciaria es independiente de cómo se llega esta posición.»

Listing (1854) concretó más esta ley, enunciando su ley:

> «Cuando la línea principal de mirada es llevada desde una posición primaria hasta cualquier otra posición terciaria, el ángulo de falsa torsión del ojo en esta posición es el mismo que el que se conseguiría si el ojo hubiese llegado a esta posición girando β alrededor de un eje perpendicular al plano que contiene el punto inicial y final.»

Aunque la justificación geométrica completa del ángulo de falsa torsión ω es más complicada (Bennett & Rabbetts, 1989: 177), es posible relacionar esta nueva variable con las anteriores asociadas a las rutas de Fick y de Listing:

$$\operatorname{tg}\left(\frac{\omega}{2}\right) = \operatorname{tg}\left(\frac{\phi}{2}\right)\operatorname{tg}\left(\frac{\theta}{2}\right)$$

$$\omega = \alpha - \operatorname{arctg}(\operatorname{tg}\alpha \cos\beta) \qquad (2.8)$$

Para el ejemplo numérico desarrollado en la sección anterior se obtiene ω = 6' 50" de arco. En general, el valor numérico de ω nunca excederá de 10 deg.

Para comprobar la falsa torsión se puede hacer uso de dos métodos:

a) Fotográfico: se basa en realizar una fotografía del ojo y comprobar la torsión producida.

b) Post-imágenes: se produce una post-imagen en forma de cruz. Al mover el ojo en diferentes direcciones se observa que en las direcciones B, C, D y E no se ve variación, mientras que en las direcciones F, G, H y J se observa un giro de la cruz (fig. 2.10).

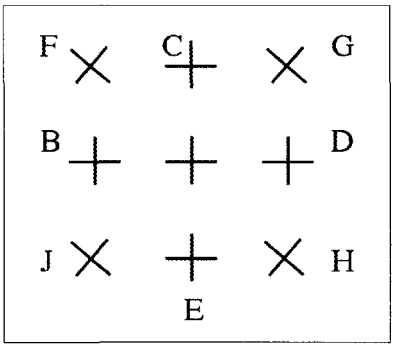


Fig. 2.10 Comprobación de la falsa torsión por post-imágenes.

digitalia
www.digitalia.us

PROBLEMAS

Problema resuelto

1. Considera que nos encontramos en el cine a una distancia de 20 m de la pantalla, la cual tiene de dimensiones 9 m de ancho por 4 m de alto. Si suponemos que reposando la cabeza sobre el respaldo nos encontramos en posición primaria respecto al centro de la pantalla O, y consideramos dos puntos A (en la esquina superior-izquierda) y B (en el centro del cuadrante inferior-izquierdo) sobre la pantalla, determina:

a) Las representaciones de Helmholtz, Fick y Listing de los movimientos oculares de tipo terciario O→A y O→B.

b) La falsa torsión ω asociada a estos dos movimientos oculares.

---

a) La fig. 2.11 muestra las posiciones terciarias A y B con respecto a la posición primaria, así como los vértices adicionales S, T, R y P para describir las rutas de Helmholtz y Fick.

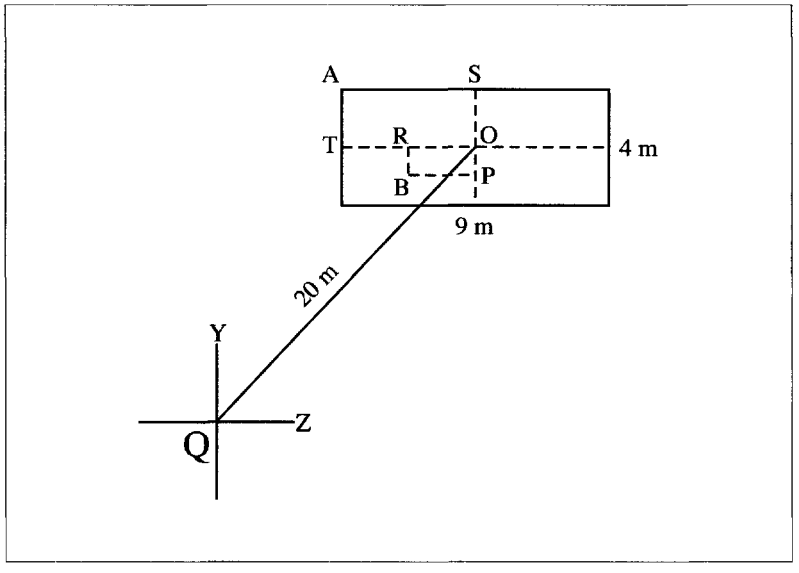


Fig. 2.11 Esquema inicial del problema 1.

Para el movimiento oblicuo O→A, los parámetros de la ruta de Helmholtz son:

$$\begin{aligned} &\textit{elevación}: \quad \lambda = \operatorname{arctg}\left(\frac{OS}{QO}\right) = \operatorname{arctg}\left(\frac{2}{20}\right) = 5.71\,\text{deg} \\ &\textit{azimuth}: \quad \mu = \operatorname{arctg}\left(\frac{SA}{QS}\right) = \operatorname{arctg}\left(\frac{4.5}{\sqrt{2^2+20^2}}\right) = -12.62\,\text{deg} \end{aligned} \tag{2.9}$$

Para el movimiento oblicuo O→B, los parámetros de la ruta de Helmholtz son:

$$\begin{aligned} &\textit{descenso}: \quad \lambda = \operatorname{arctg}\left(\frac{OP}{QO}\right) = \operatorname{arctg}\left(\frac{1}{20}\right) = -2.86\,\text{deg} \\ &\textit{azimuth}: \quad \mu = \operatorname{arctg}\left(\frac{PB}{QP}\right) = \operatorname{arctg}\left(\frac{2.25}{\sqrt{1^2+20^2}}\right) = -6.41\,\text{deg} \end{aligned} \tag{2.10}$$

Las posiciones (λ,μ) de las posiciones terciarias A y B en el diagrama de representación se muestran en la fig. 2.12.

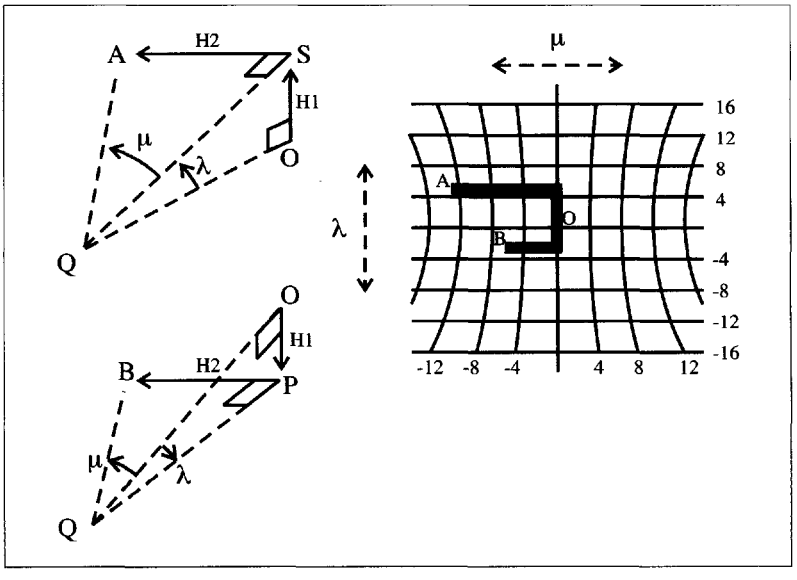


Fig. 2.12 Esquemas de obtención de los parámetros (λ,μ) de Helmholtz y representación gráfica de los dos movimientos terciarios del problema 1.

Para el movimiento oblicuo O→A, los parámetros de la ruta de Fick son:

$$\begin{aligned} &\textit{longitud}: \quad \phi = \text{arctg}\left(\frac{OT}{QO}\right) = \text{arctg}\left(\frac{4.5}{20}\right) = -12.68 \text{ deg} \\ &\textit{latitud}: \quad \theta = \text{arctg}\left(\frac{TA}{QT}\right) = \text{arctg}\left(\frac{2}{\sqrt{4.5^2 + 20^2}}\right) = 5.57 \text{ deg} \end{aligned} \tag{2.11}$$

Para el movimiento oblicuo O→B, los parámetros de la ruta de Fick son:

$$\begin{aligned} &\textit{longitud}: \quad \phi = \text{arctg}\left(\frac{OR}{QO}\right) = \text{arctg}\left(\frac{2.25}{20}\right) = -6.42 \text{ deg} \\ &\textit{latitud}: \quad \theta = \text{arctg}\left(\frac{RB}{QR}\right) = \text{arctg}\left(\frac{1}{\sqrt{2.25^2 + 20^2}}\right) = -2.84 \text{ deg} \end{aligned} \tag{2.12}$$

Las posiciones (ϕ,θ) de las posiciones terciarias A y B en el diagrama de representación se muestran en la fig. 2.13.

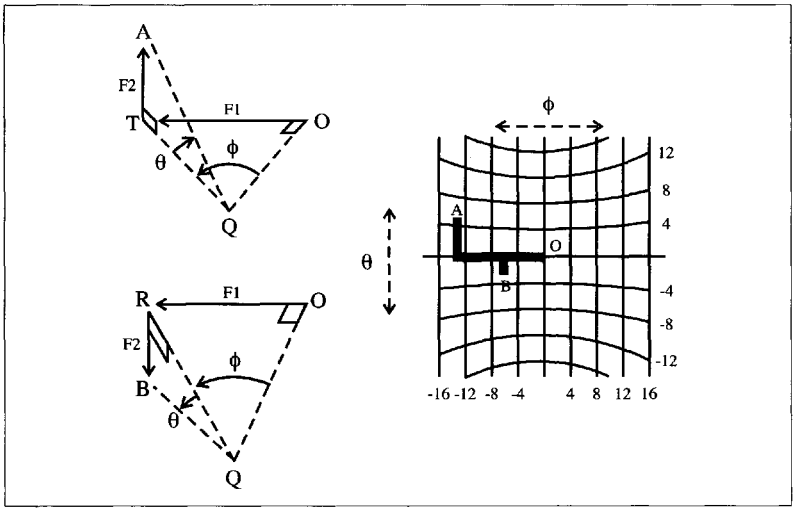


Fig. 2.13 Esquemas de obtención de los parámetros (ϕ,θ) de Fick y representación gráfica de los dos movimientos terciarios del problema 1.

Para el movimiento oblicuo O→A, los parámetros de la ruta de Listing son:

$$\begin{aligned} &\textit{meridiano}: \quad \alpha = 180 - \operatorname{arctg}\left(\frac{TA}{OT}\right) = 180 - \operatorname{arctg}\left(\frac{2}{4.5}\right) = 156.04 \text{ deg} \\ &\textit{excentricidad}: \quad \beta = \operatorname{arctg}\left(\frac{OA}{QO}\right) = \operatorname{arctg}\left(\frac{\sqrt{2^2 + 4.5^2}}{20}\right) = 13.83 \text{ deg} \end{aligned} \tag{2.13}$$

Para el movimiento oblicuo O→B, los parámetros de la ruta de Listing son:

$$\begin{aligned} &\textit{meridiano}: \quad \alpha = 180 + \operatorname{arctg}\left(\frac{RB}{OR}\right) = 180 + \operatorname{arctg}\left(\frac{1}{2.25}\right) = 203.96 \text{ deg} \\ &\textit{excentricidad}: \quad \beta = \operatorname{arctg}\left(\frac{OB}{QO}\right) = \operatorname{arctg}\left(\frac{\sqrt{1^2 + 2.25^2}}{20}\right) = 7.02 \text{ deg} \end{aligned} \tag{2.14}$$

Las posiciones (α,β) de las posiciones terciarias A y B en el diagrama de representación se muestran en la fig. 2.14.

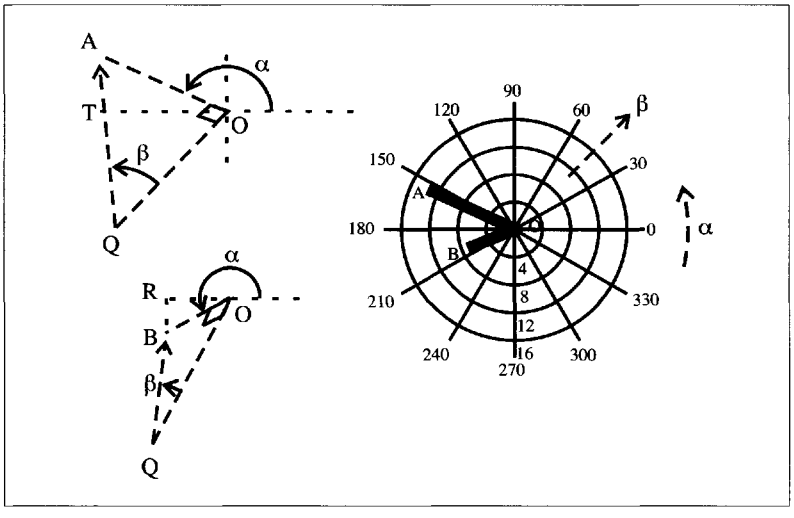


Fig. 2.14 Esquemas de obtención de los parámetros (α,β) de Listing y representación gráfica de los dos movimientos terciarios del problema 1.

b) El ángulo de falsa torsión ω asociado a cada uno de los dos movimientos oblicuos son:

– Para el movimiento O→A:

(2.15)

$$\omega = \alpha - arctg\left(tg\alpha\cos\beta\right) = 156.04 - arctg\left(-0.4315\right) = 156.04 - 156.66 = -37'\,10''\ \text{arc}$$

$$\omega = 2\,\text{arctg}\left[\text{tg}\left(\frac{\phi}{2}\right)tg\left(\frac{\theta}{2}\right)\right] = 2\,\text{arctg}\left(-5.4049e-3\right) = -37'\,10''\ \text{arco}$$

– Para el movimiento O→B:

(2.16)

$$\omega = \alpha - \text{arctg}\left(\text{tg}\,\alpha\cos\beta\right) = 203.96 - \text{arctg}\left(0.4411\right) = 203.96 - 203.80 = 9'\,35''\ \text{arco}$$

$$\omega = 2\,\text{arctg}\left[\text{tg}\left(\frac{\phi}{2}\right)\text{tg}\left(\frac{\theta}{2}\right)\right] = 2\,\text{arctg}\left(1.3902e-3\right) = 9'\,35''\ \text{arco}$$

Problemas propuestos

2. Supongamos a tres estudiantes situados a una distancia de 10 m en línea recta respecto del borde inferior de la pizarra, que mide 4 m de ancho por 1.8 m de alto. Dos de ellos O_1 y O_2 se sitúan en posición primaria respectivamente con relación a los bordes inferior-izquierdo e inferior-derecho de la pizarra; mientras que el tercero O_3 se encuentra en posición primaria en la mitad inferior de la pizarra. Averigua cuál es la falsa torsión ω asociada a los movimientos oculares de los tres estudiantes cuando pasan de su respectiva posición primaria al centro de la pizarra C. ¿Es cierto que $\omega_1 = \omega_2$? Justifica la respuesta.

Solución: para el movimiento ocular O_3→C, $\alpha_3 = 0$, $\phi_3 = 0 \Rightarrow \omega_3 = 0$, el movimiento ocular es una elevación o latitud $\theta_3 = 5.14$ deg ; en los movimientos oculares O_1→C y O_2→C, $\phi_1 = -\phi_2 = 11.31$ deg, $\theta_1 = \theta_2 = 5.04$ deg, por lo que $\omega_1 = -\omega_2 = 0.50$ deg.

3. Una persona realiza un movimiento ocular terciario O→C con una falsa torsión asociada ω = -3.24 deg. Los parámetros de Helmholtz de este movimiento ocular son (λ,μ) = (-26.565 , 12.604) deg. Calcula:

a) Los parámetros de Fick (ϕ,θ) de este movimiento ocular.

b) Los parámetros de Listing (α,β) de este movimiento ocular.

c) Si el punto de observación primaria O se encuentra a 400 m del sujeto, ¿cuál es la distancia real entre los puntos O y C?

Solución: *a*) (ϕ, θ) = (14.036 , -25.877) deg ; *b*) (α, β) = (296.565 , 29.206) deg ; *c*) OC = 223.607 m.

digitalia
www.digitalia.us

3. *Dinámica del ojo*

3.1 Consideraciones geométricas previas

Considerado pues el ojo como una esfera libre en el espacio tridimensional, veamos cuáles son los mecanismos que permiten moverla libremente. En general, si queremos mover una esfera cualquiera en las tres direcciones del espacio XYZ, es necesario desarrollar al menos 6 fuerzas que generen tres pares de éstas. Con este preámbulo, y teniendo en cuenta la posición de la córnea y la dirección de entrada de la luz (dirección sagital X), tenemos lo siguiente (fig. 3.1):

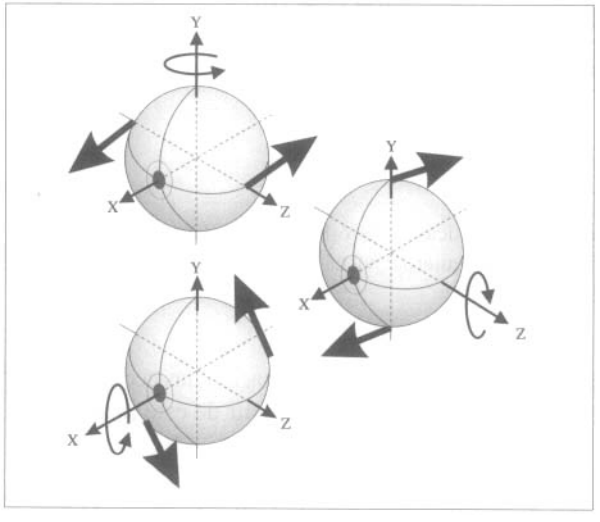


Fig. 3.1 Pares de fuerzas para girar libremente una esfera en el espacio tridimensional.

- Para permitir una rotación alrededor del eje Y (abducción y adducción), y que no estorbe el paso de la luz, hacen falta un par de fuerzas sobre el eje Z.
- Para permitir una rotación alrededor del eje Z (elevación y descenso), y que no estorbe el paso de la luz, hacen falta un par de fuerzas sobre el eje Y.
- Para permitir una rotación alrededor del eje X (extorsión e intorsión), hacen falta un par de fuerzas alrededor de la sección circular de la esfera en el plano de Listing que no interfieran en las posiciones de los dos anteriores pares de fuerzas.

En el sistema anatómico del ojo, la naturaleza ha desarrollado exactamente seis músculos que permiten los tres pares de fuerzas comentados. Teniendo en cuenta varias secciones anatómicas del globo ocular (fig. 3.2), vemos que los músculos recto externo (RE) e interno (R Int.) son los que permiten los giros alrededor del eje Y (abducción y adducción); los músculos recto superior (RS) e inferior (R Inf.) son los responsables de poder girar alrededor del eje Z (elevación y descenso); y los músculos oblicuos superior (OS) e inferior (OI), con sus particularísimos sistemas de inserción ocular, se centran en los giros alrededor del eje X (extorsión e intorsión).

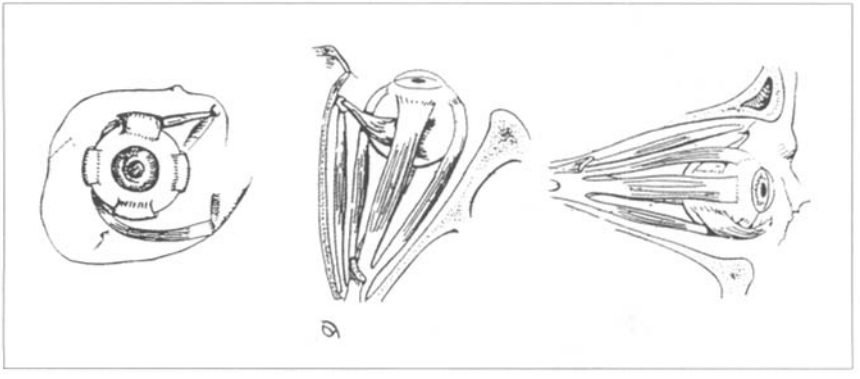


Fig. 3.2 Secciones anatómicas de la órbita ocular derecha para mostrar los músculos extraoculares. Izquierda: vista frontal; centro: vista superior; derecha: vista lateral.

No obstante, como veremos a continuación, las acciones de estos músculos no son tan sencillas como así parecen a partir de este razonamiento puramente geométrico.

3.2 Teoría clásica vs. moderna de las acciones músculo-oculares

El modelo clásico de rotaciones oculares se debe a Duane (1896, 1919, 1934), aunque ha sido extendido por los resultados de Boeder y Jampel (Tunnacliffe, 1997). En principio, el modelo clásico explica correctamente las acciones músculo-oculares a partir de la posición primaria de mirada (ejes visuales paralelos), pero falla cuando el movimiento ocular no empieza desde la posición primaria, que es justamente lo que complementan los resultados de la teoría moderna.

Para entender con profundidad las acciones músculo-oculares es necesario, en primer lugar, definir una serie de conceptos sencillos ligados a un esquema geométrico (fig. 3.3) donde se ilustra un músculo extraocular como una cuerda unida al globo ocular:

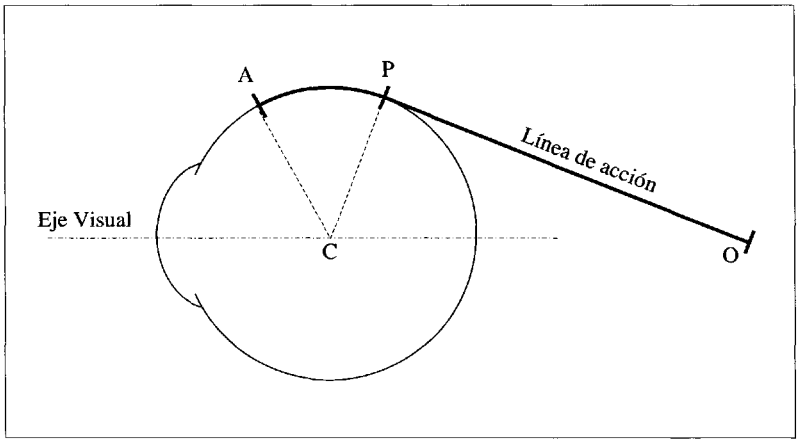


Fig. 3.3 Inserciones de los músculos extraoculares en el globo ocular.

Inserción ocular o anatómica (A): es el punto de inserción fija de los músculos en el globo ocular.

Inserción orbitaria (O): es el punto de la órbita del ojo donde se inserta el músculo.

Inserción fisiológica (P): punto tangente donde se aplica la fuerza del músculo al globo ocular.

Arco de contacto (AP): es la zona de contacto entre el músculo y el globo ocular.

Línea de acción (PO): línea de contracción del músculo ocular.

Plano de acción: es el plano que contiene la línea de acción y el centro de rotación del ojo. En la fig. 3.3, el plano de acción se correspondería con el plano de la página.

Por tanto, cuando se produce la acción del músculo, éste se contrae a lo largo de su línea de acción, de forma que el arco de contacto disminuye. Esto implica que la inserción fisiológica es variable, ya que lo único fijo es la inserción ocular o anatómica.

Ajustándonos de momento a la teoría clásica, el resultado de la acción muscular sobre el globo ocular depende de los factores siguientes:

- Su línea y plano de acción.
- La posición del eje visual respecto del plano de acción: cuando el plano de acción contiene el eje visual, el movimiento es único o simple, mientras que en aquellos músculos donde el plano de acción no contenga al eje visual tendremos movimientos complejos.
- La situación de la inserción ocular en relación con el centro de rotación, si está delante o detrás de él.

3.2.1 *Acción de los rectos externo e interno*

En ambos casos, el plano de acción contiene el eje visual, por lo que su acción es simple. El recto externo tiene una acción abductora, mientras que el recto interno es adductor (fig. 3.4).

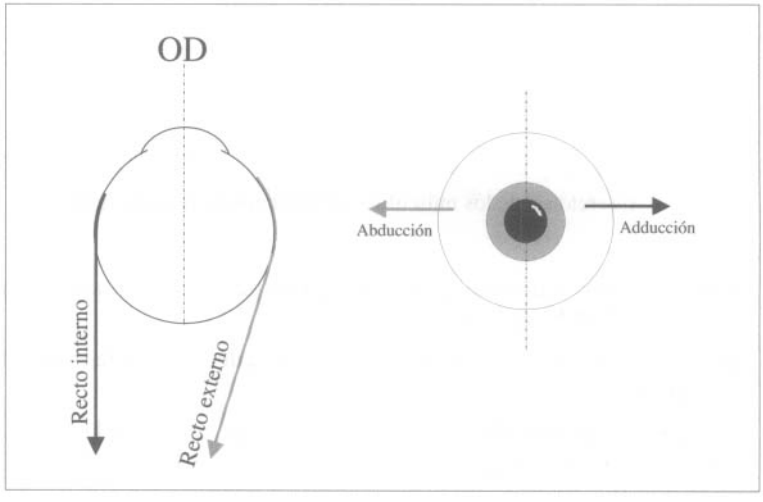


Fig. 3.4 Acciones del recto externo (en gris) e interno (en negro) en el ojo derecho.

3.2.2 *Acción de los rectos superior e inferior*

El plano de acción del recto superior no contiene el eje visual, por lo que los movimientos que ocasiona son más complejos. Su línea de acción forma un

ángulo de 23° con el eje visual, como se puede ver en la fig. 3.5, de forma que se originan componentes tanto en la dirección del eje visual, produciendo una elevación, como en la perpendicular, produciendo una adducción. Debido a que su inserción está en el cuadrante temporal superior, también se produce una ciclotorsión hacia el lado nasal, es decir, una intorsión.

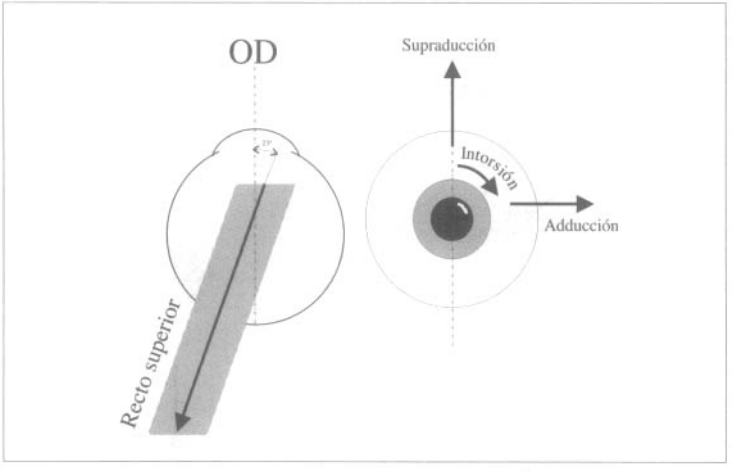


Fig. 3.5 Acción del recto superior en el ojo derecho.

Al igual que en caso anterior, el plano de acción del recto inferior no contiene el eje visual. Su línea de acción forma también un ángulo de 23° con el eje visual (fig. 3.6). La acción de este músculo también es triple: adductora, depresora (provoca una infraducción) y extorsionadora.

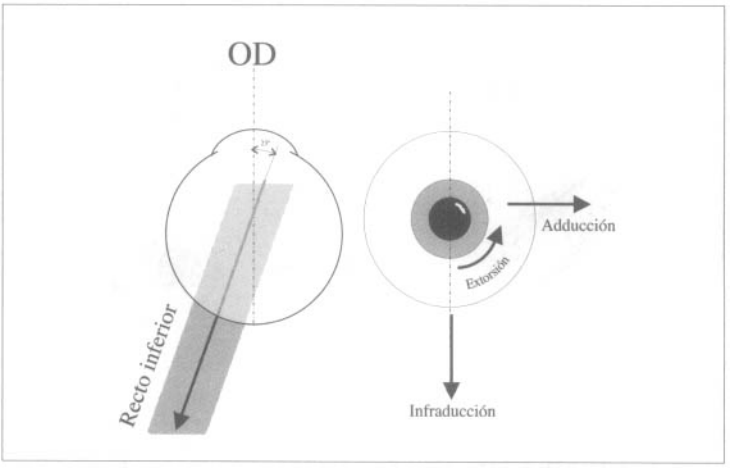


Fig. 3.6 Acción del recto inferior en el ojo derecho.

3.2.3 *Acción de los oblicuos superior e inferior*

La inserción orbitaria está en la tróclea, de forma que su plano de acción está inclinado respecto al eje visual aproximadamente 51° (fig. 3.7). Su inserción anatómica se encuentra en el cuadrante temporal posterior, por lo que al contraerse da lugar a tres movimientos: infraducción, abducción e intorsión.

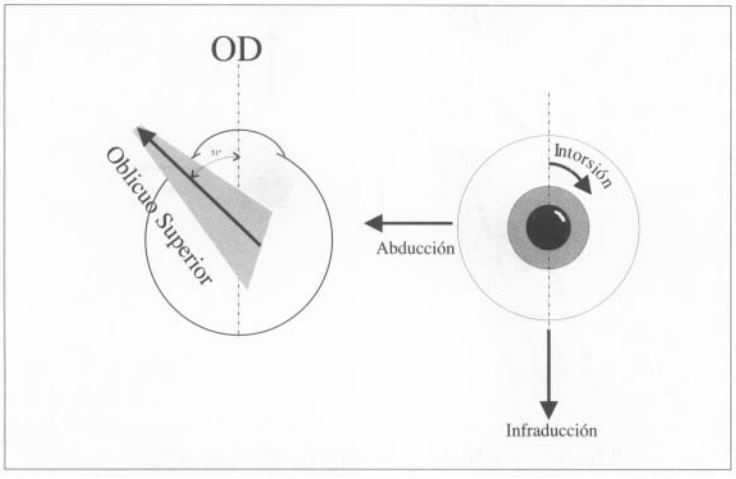


Fig. 3.7 Acción del oblicuo superior en el ojo derecho.

En el caso del oblicuo inferior, sus inserciones son similares a las del oblicuo superior, pero por la parte inferior del globo ocular (fig. 3.8). Sus principales acciones son elevadora, extorsionadora y abductora.

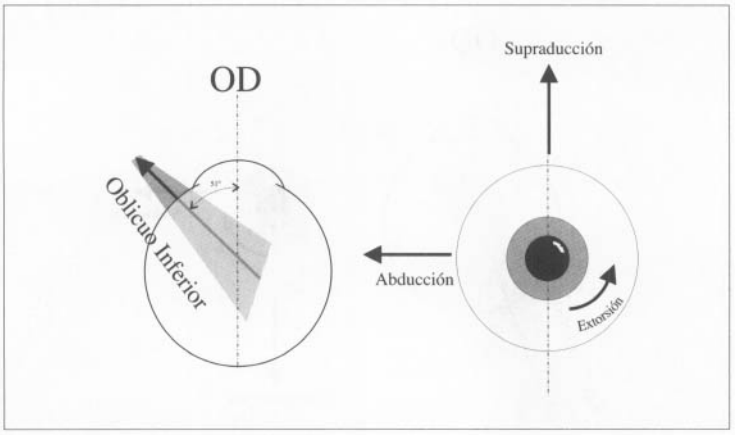


Fig. 3.8 Acción del oblicuo inferior en el ojo derecho.

3.2.4 *Acciones desde una posición no primaria de mirada*

En la teoría clásica de Duane sobre rotaciones oculares, los movimientos se basan en un centro de rotación estacionario e inserciones fisiológicas que se mueven junto con el globo ocular. Por ejemplo, en el caso del recto superior, éste tiene una inserción fisiológica que se mueve nasal o temporalmente a medida que el ojo adduce o abduce, respectivamente. Boeder demostró en 1961 que, como la inserción ocular de los músculos extraoculares es ancha y en forma de abanico, la inserción fisiológica no rota fuera del plano de acción. En la teoría clásica de Duane, el recto superior se considera el principal elevador cuando el ojo abduce, relegando este papel al oblicuo inferior cuando el ojo adduce. Sin embargo, el análisis de Boeder, corroborado clínicamente por Jampel (1963), demuestra que el oblicuo superior es el principal elevador tanto en la adducción como en la abducción. Como se muestra en la fig. 3.9, si la posición inicial, no primaria, de mirada es una posición lateral provocada inicialmente por una abducción de 30°, en una elevación directa de 30° contribuyen, de mayor a menor peso, el recto superior, el oblicuo inferior y, sorprendentemente, el recto interno. Si la posición lateral inicial procede de una adducción de 30°, ante la elevación directa de 30°, sigue manteniendo el mayor peso el recto superior, pero le sigue, el recto externo, y después el oblicuo inferior.

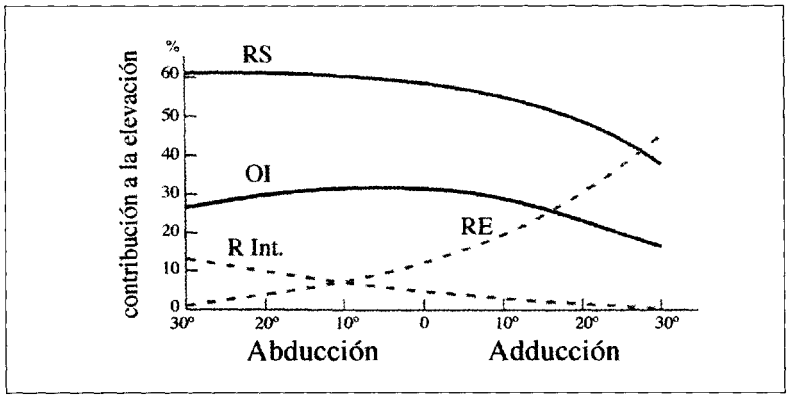


Fig. 3.9 Porcentajes de contribución según la teoría moderna de Boeder del recto superior, el oblicuo inferior y los rectos horizontales ante una elevación de 30° que comienza desde un estado de abducción o adducción indicado en el eje de abscisas. Tomando el valor 0° en el eje de abcisas tenemos la predicción del modelo clásico de Duane.

Estos resultados sorprendentes sobre las contribuciones de los rectos laterales u horizontales se deben a que en, la elevación, las inserciones de estos músculos quedan por encima del centro de rotación, por lo que contribuyen también. De forma análoga, aunque con ligeros cambios, puede decirse lo mismo en un descenso que parte de una posición lateral de mirada (fig. 3.10) para el recto inferior, el oblicuo superior y los rectos horizontales.

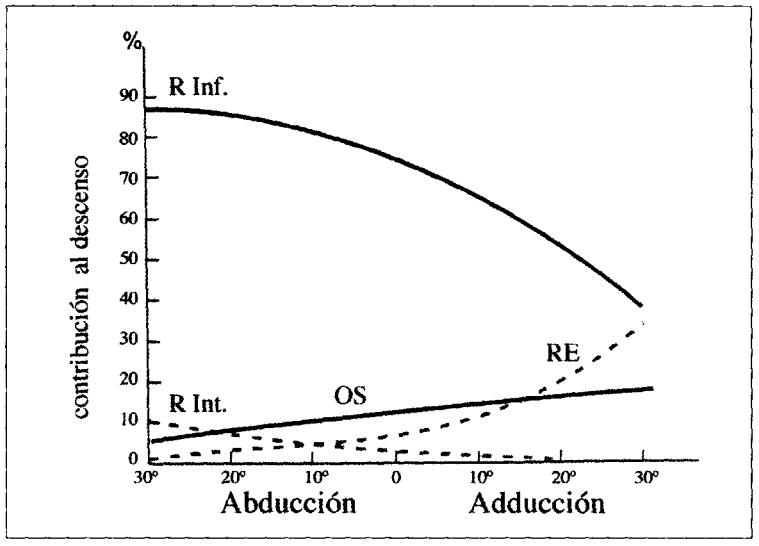


Fig. 3.10 Porcentajes de contribución según la teoría moderna de Boeder del recto inferior, el oblicuo superior y los rectos horizontales ante un descenso de 30° que comienza desde un estado de abducción o adducción indicado en el eje de abscisas. Tomando el valor 0° en el eje de abcisas tenemos la predicción del modelo clásico de Duane.

3.3 Músculos sinergistas y antagonistas: ley de Sherrington

Con todo esto, partiendo únicamente de la posición primaria de mirada, la fig. 3.1 resume las acciones principales y secundarias de los músculos extraoculares. Según esta figura, debido a las diferentes acciones de cada uno de los músculos, para un determinado movimiento son varios los músculos que actúan cooperativamente. Estos músculos se denominan *sinergistas homolaterales* (del mismo ojo). Así, cuando se produce una abducción en el ojo derecho, es fundamentalmente el recto externo el que actúa, aunque también hay contribuciones de los oblicuos superior e inferior. De esta manera, diremos que el recto externo, el oblicuo superior y el oblicuo inferior son sinergistas para la abducción. Para la adducción, sin embargo, los sinergistas son el recto interno, el recto superior y el recto inferior. En general, para las seis ducciones fundamentales encontramos las siguientes sinergias homolaterales:

- Abducción: recto externo, oblicuo superior y oblicuo inferior.
- Adducción: recto interno, recto superior y recto inferior.
- Supraducción (elevación): recto superior y oblicuo inferior.
- Infraducción (descenso): recto inferior y oblicuo superior.
- Intorsión: recto superior y oblicuo superior.
- Extorsión: recto inferior y oblicuo inferior.

Evidentemente, al igual que varios músculos cooperan para una acción, para determinadas acciones, cuando un músculo se contrae es necesario que otro se relaje para evitar que se produzcan acciones contrarias que anulen el movimiento. Así, cuando el recto externo se contrae en una abducción, es necesario que el recto interno se relaje. Llamaremos *antagonistas homolaterales* a los músculos que se deben relajar para que se produzca una determinada acción de otro músculo. Por ejemplo, los antagonistas homolaterales del recto superior en la supraducción son el recto inferior y el oblicuo superior cuya acción es precisamente la contraria. Aunque las acciones son más complejas, se suele hablar de tres pares de antogonistas homolaterales: el recto interno y el recto externo, el recto superior y recto inferior, y el oblicuo superior y el oblicuo inferior.

En principio, este análisis está plenamente justificado por los principios fisiológicos que rigen los movimientos musculares de todo el cuerpo humano, y que quedan escuetamente resumidos en la ley de Sherrington: «*cuando el sinergista se contrae, el antagonista se relaja*». Esta ley, propia de todos los músculos del cuerpo, se aplica con plena validez sobre los músculos extraoculares. Sin entrar en detalle en los aspectos neurológicos (Hugonnier, 1977; Carpenter, 1991; Tunnacliffe, 1997) de los movimientos oculares, esta ley simplemente enuncia que algunos músculos reciben una orden excitatoria y otros inhibitoria. Aun así, se puede aportar otro punto de vista desde un enfoque estrictamente mecánico (fig. 3.11). Si consideramos los rectos horizontales, en una abducción el recto externo se contrae, lo cual significa que «tira» del globo ocular, y el recto interno se relaja. Sin embargo, no existe ninguna incongruencia si analizamos el proceso al revés, es decir, que cuando se ejecuta una abducción, el recto interno se relaja proporcionando un impulso que debe frenar el recto externo contrayéndose adecuadamente.

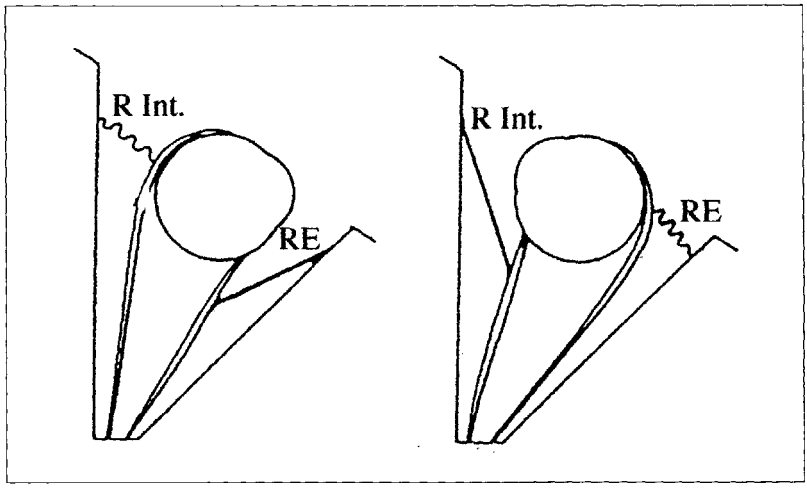


Fig. 3.11 Interpretación de la ley de Sherrington en los rectos horizontales en el ojo derecho. Izquierda: abducción; derecha: adducción.

3.4 Sistemas de representación de las acciones músculo-oculares

Existen muchos esquemas –de Van der Hoeve, Tschermark, Franceschetti, Pascal, etc.– que buscan ayudar a memorizar los diferentes movimientos oculares y las acciones principales y secundarias de la fig.3.1. Por ejemplo, el esquema de Baillart-Márquez (fig. 3.12) representa las acciones de cada músculo con una serie de flechas, cuya longitud está relacionada con la contribución relativa en el movimiento producido.

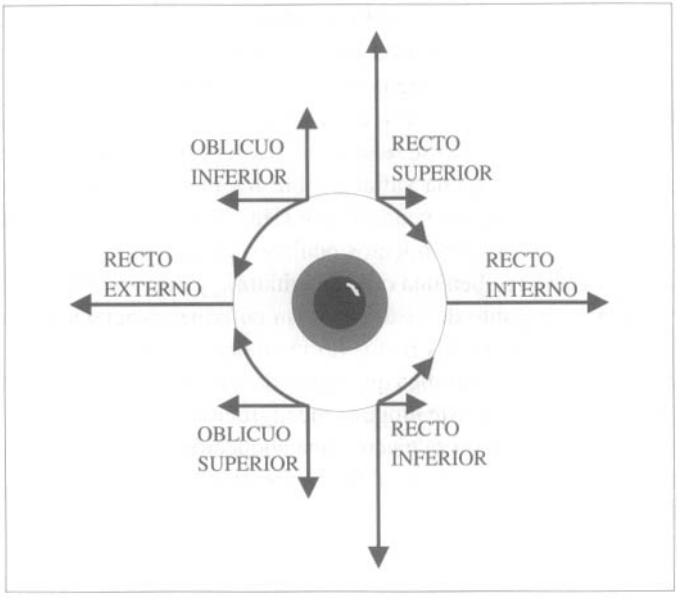


Fig. 3.12 Diagrama de Baillart–Márquez.

4. *Tipos de movimientos oculares*

4.1 Necesidad de los movimientos oculares

Existen numerosas evidencias que indican que existe mejor calidad de imagen con movimientos oculares que sin ellos. Sin duda, la más clara que podemos citar es la experiencia de Kelly de estabilización de la imagen retiniana (Burbeck y Kelly, 1984). El planteamiento de esta experiencia era que la estabilización de la imagen en la retina permitiría alcanzar el máximo de agudeza visual (AV), ya que se evitaría el emborronamiento asociado al movimiento de la imagen que producen los movimientos oculares. Sin embargo, la estabilización de la imagen en la retina daba lugar a la desaparición de la misma (*fading*). Este fenómeno se produce por la saturación de los fotorreceptores retinianos y los pequeños movimientos oculares rápidos previenen su aparición.

Otro ejemplo sobre la necesidad de los movimientos oculares para poder ver es el *fenómeno Troxler* (Tunnacliffe, 1997: 394). Manteniendo la mirada fija sobre la cruz central (fig. 4.1), el disco difuminado de arriba desaparece paulatinamente y es rellenado por el fondo. En cambio, el disco inferior, con bordes nítidos, no desaparece. Pero, desplazando la fijación al punto lateral recuperamos la percepción del disco difuminado superior. Sin entrar en detalle en las causas neurofisiológicas y las consecuencias psicofísicas de este efecto, analizemos las consecuencias de este fenómeno desde el punto de vista filogenético. Supongamos dos primates, tal que uno de ellos no pudiera mover los ojos y el otro sí. Supongamos también que el círculo difuminado fuera una fruta camuflada o, mucho peor, un depredador camuflado. Para el primer primate, el no poder mover los ojos supondría que no detectaría fácilmente la fruta camuflada o, en el peor de los casos, supondría su captura y muerte. En cambio, el segundo primate, gracias a los movimientos oculares, sí que podría detectar fácilmente el fruto o escapar del

depredador, por lo que sobreviviría con mayor probabilidad que su congénere y podría transmitir genéticamente sus propiedades visuales a sus parientes.

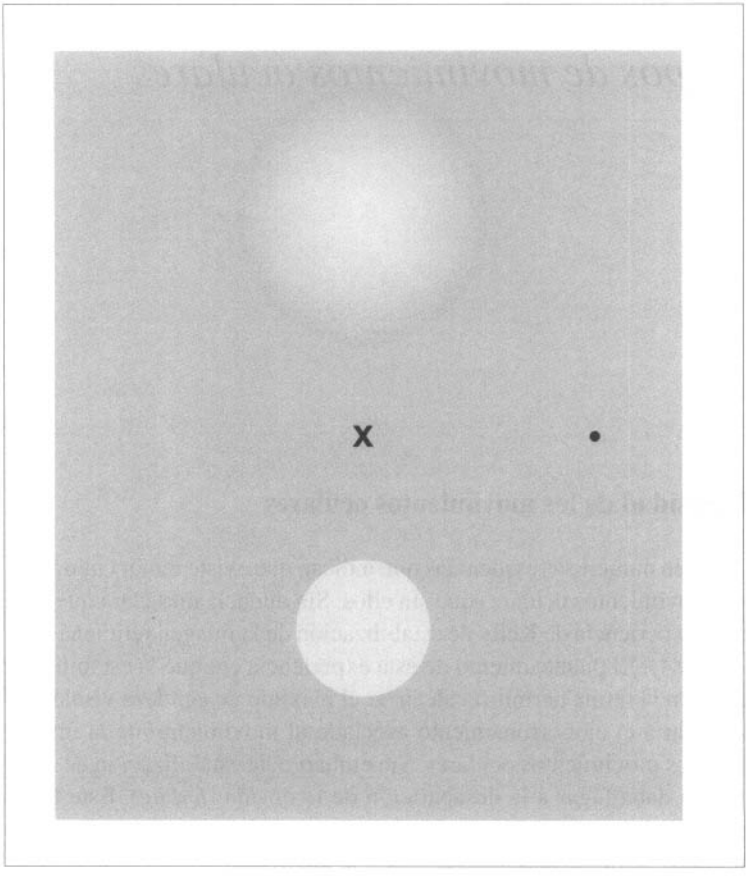


Fig. 4.1 Fenómeno Troxler sobre la necesidad de los movimientos oculares para detectar imágenes diferentes. Si fijas la mirada sobre la cruz del centro durante varios segundos, el área circular de arriba desaparecerá paulatinamente, pero volverá a aparecer si cambias la mirada al punto situado lateralmente.

Hasta ahora hemos planteado la necesidad de los movimientos oculares sin tener en cuenta aspectos más realistas. Consideremos en primer lugar la aportación del movimiento de la cabeza. El cráneo en sí podemos considerarlo como el trípode de una videocámara: moviendo los brazos del trípode movemos al compás ésta; o de forma análoga, un estímulo situado lateralmente se visualiza instintivamente girando la cabeza, pero para ello los ojos deben «acompañar» el movimiento del cráneo. Sin embargo, a veces surge la necesidad de mover los ojos independientemente de los movimientos craneales. Por tanto, resulta más

ventajoso disponer de sistemas automáticos de compensación del movimiento del cráneo.

Consideremos en segundo lugar el mapa retiniano, o en la analogía que seguimos, la extensión del sensor optoelectrónico. En el caso humano, es bien sabido que las propiedades fotosensibles varían espacialmente a lo largo de la retina, sobre todo desde el centro de la fóvea (con agudeza visual máxima) hacia la perifóvea. Por tanto, resultaría ventajoso disponer de movimientos oculares que centraran fácilmente el estímulo de interés en la fóvea. En el caso de la videocámara, este procedimiento no sería necesario porque sus propiedades fotosensibles son espacialmente homogéneas.

Por otro lado, teniendo en cuenta las dimensiones del entorno que nos rodea y la extensión reducida del campo de visión, es ventajoso también disponer de mecanismos que nos permitan ampliarlo rápidamente. En el caso de la videocámara esto se consigue con la movilidad del trípode. En el caso humano, podemos ampliar el campo de fijación binocular hasta los 360 ° («ver por la espalda») con movimientos oculares coordinados con los de la cabeza.

Por último, debido a las ventajas de la visión binocular haplópica, los dos ojos deberían moverse de forma coordinada. Por ejemplo, presionando levemente uno de los dos ojos podemos notar qué tipo de desventaja supondría esto. En el caso de dos videocámaras, esta coordinación equivaldría a un control electromecánico exacto y preciso.

Por lo tanto, parece evidente que resulta más ventajoso para la visión humana que existan movimientos oculares. Las ventajas o funciones que aportan los movimientos oculares se pueden descomponer en:

1. Centrado de la imagen en la fóvea, que es la región de AV máxima.
2. Incremento del campo visual efectivo.
3. Mantenimiento de la fijación binocular.

4.2 Clasificación de los movimientos oculares

Existen muchas y variadas clasificaciones de los movimientos oculares, atendiendo a diferentes aspectos, como por ejemplo, el que sean binoculares o monoculares, reflejos o voluntarios, o según su rutas neurales de control (Hugonnier, 1977; Carpenter, 1991). Sin embargo, en estas clasificaciones siempre existen movimientos de difícil clasificación, por lo que es necesario hacer uso de clasificaciones más correctas que sean claras a la hora de determinar las características del movimiento. En esa línea, la clasificación funcional de Carpenter (1988, 1991) parece la más coherente, ya que se basa en atender a la funcionalidad del movimiento. Según este criterio, podemos determinar tres tipos de movimientos:

1. Movimientos para el mantenimiento de la mirada: son aquellos que compensan el movimiento de la cabeza o de los objetos para que permanezca

la mirada fija sobre el objeto (centrado de la imagen en la fóvea). Se dan dos tipos de estos movimientos: *vestíbulo-oculares* (compensan los movimientos de la cabeza) y *optocinéticos* (compensan los movimientos del objeto).

2. Movimientos para el desplazamiento de la mirada: permiten pasar la atención de un objeto a otro (incremento del campo visual efectivo). Fundamentalmente, se dan tres tipos: *sacádicos*, *persecuciones* o de seguimiento y *vergencias*.
3. Movimientos de fijación o micromovimientos que evitan el fenómeno del *fading* (mantenimiento de la fijación binocular): *trémores*, *microsacádicos* y *fluctuaciones*.

4.3 Movimientos para el mantenimiento de la mirada

Son aquellos encargados de mantener la mirada sobre un objeto con independencia de los movimientos de la cabeza o del objeto. Los movimientos que compensan los movimientos de la cabeza se denominan vestíbulo-oculares o vestibulares, mientras que los que compensan el movimiento del objeto se denominan optocinéticos.

4.3.1 *Movimientos vestíbulo-oculares*

Se originan en el sistema vestibular, el centro de control de nuestro sistema de posicionamiento espacial. Este sistema, situado en el oído interno (laberinto), consiste en tres anillos dispuestos perpendicularmente entre sí (fig. 4.2), por los que corre un fluido fisiológico denominado *endolinfa*. Los movimientos de éste permiten conocer el sentido y dirección de los movimientos de la cabeza, posibilitando activar el sistema oculomotor y compensarlos. Son movimientos involuntarios, como demuestra el hecho de que la estimulación con calor del fluido endolinfático produce movimientos oculares, al producirse corrientes de convección que mueven la endolinfa, que dan lugar a señales falsas de posición espacial. La fig. 4.3 indica cómo se produce la compensación de los movimientos de la cabeza. Cuando la cabeza gira 30° a la derecha, los ojos efectúan una levoducción de 30° para compensar este giro. Otro movimiento de compensación son las ciclotorsiones, que se producen para compensar los giros de la cabeza en el plano frontal.

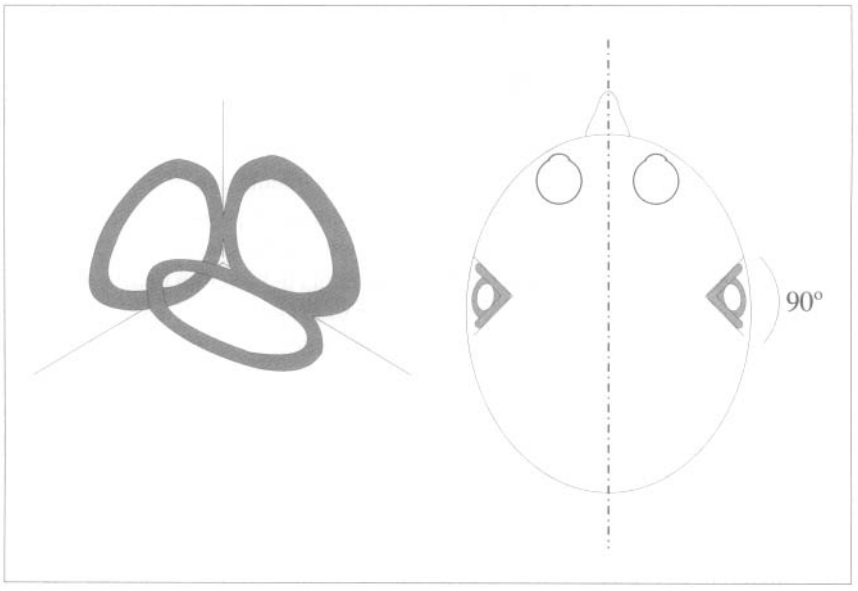


Fig. 4.2 Sistema vestibular del oído (izquierda) y posición relativa en la cabeza (derecha).

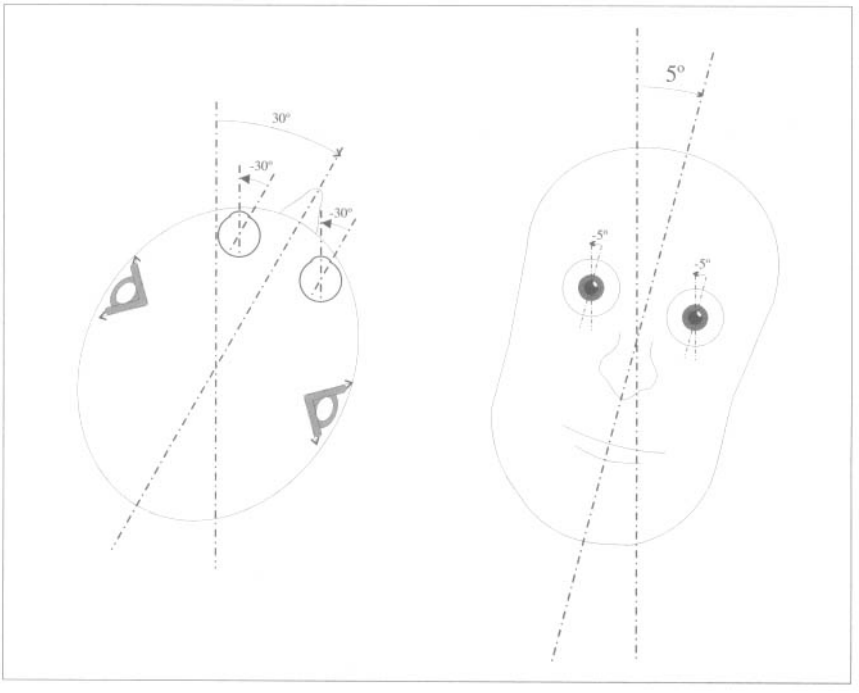


Fig. 4.3 Compensación de los movimientos de la cabeza mediante los movimientos vestibulares.

4.3.2 *Movimientos optocinéticos*

La respuesta optocinética está, más bien, asociada a unas condiciones específicas de laboratorio por lo que, en condiciones normales, es bastante difícil establecer el peso relativo entre los movimientos optocinéticos y los movimientos vestibulares. Aún así, podemos relacionarlo directamente con el movimiento de mirada que hace un viajero de un tren cuando sigue el paisaje por la ventana. Estas condiciones especiales de laboratorio tienen que ver con el tipo de estímulo visual y la actitud del observador. El estímulo visual debe ser un patrón abstracto (tiras verticales o puntos aleatorios) que cubran todo el campo visual moviéndose de forma rotacional con respecto el observador. El observador, ante este patrón visual, no encuentra nada específico o de interés para atraer su atención, por lo que seguirá el patrón en movimiento sin ningún foco de atención. Con estas condiciones, la relación estímulo/respuesta tiene solamente la dimensión de velocidad (angular), no de posición. En tales circunstancias, se han descubierto una serie de movimientos periódicos alternantes entre fases lentas y rápidas que se denominan *nistagmus optocinético* (*opto-kinetic nystagmus* – OKN). Pues bien, si designamos *ganancia* al cociente entre la velocidad del ojo en la fase lenta del OKN y la velocidad del estímulo, resulta siempre que la ganancia OKN es menor que 1 y decreciente con la velocidad del estímulo (hasta 60 deg/s), lo cual nos marca el límite fisiológico de este tipo de movimiento ocular. Otro aspecto interesante destacable es que los OKN se pueden utilizar como base para la medida de la agudeza visual en neonatos (Rabbetts, 1998: 39; Tunnacliffe, 1997: 556).

4.4 Movimientos para el desplazamiento de la mirada

Son aquellos encargados de desplazar la línea de mirada de un punto del espacio a otro. Distinguiremos entre sacádicos, movimientos de persecución y vergencias.

4.4.1 *Sacádicos*

Son cambios bruscos o repentinos de fijación. Para ser conscientes de este tipo de movimiento ocular debemos mantener fija la cabeza y marcar la atención sobre un punto del espacio situado lateralmente. Bajo estas condiciones, los estudios experimentales sobre sacádicos (Becker, 1991) aportan una serie de datos interesantes que merecen ser analizados.

Para empezar, el estudio de los movimientos sacádicos ha dado lugar a una serie de definiciones cinemáticas que se han usado posteriormente para otros tipos de movimientos oculares. Podemos comprenderlas apoyándonos en los resultados experimentales de la fig. 4.4. Si estamos tratando de movimiento, tenemos que definir directamente las variables «posición» y «tiempo». En estos casos, se denotan respectivamente como *amplitud A*, posición angular final del estímulo

visual en el que se fija la atención, y *duración D*, periodo transcurrido entre el inicio y el final del movimiento. Directamente, a partir de ellas y como cociente de las mismas, tenemos la variable *velocidad V* (deg/s). Como podemos observar en la figura citada (parte inferior), la velocidad de un sacádico varía directamente con la duración del mismo, lo cual indica que existen aceleraciones y desaceleraciones importantes en el proceso. Por tanto, otra variable a tener en cuenta es la *aceleración*, aunque sea difícil de describir mediante una función analítica como resultado de la derivación de la función $V = f(D)$. Aún así, como constancia de tales fenómenos, es útil en estos casos definir la *velocidad punta* o máxima que se alcanza, denotándose habitualmente como *PV* (*peak velocity*). En el caso de los sacádicos, como se puede advertir en la figura, existe algún condicionante fisiológico que impide que la velocidad punta *PV* aumente descontroladamente puesto que a amplitudes superiores a 30° se estabiliza o satura.

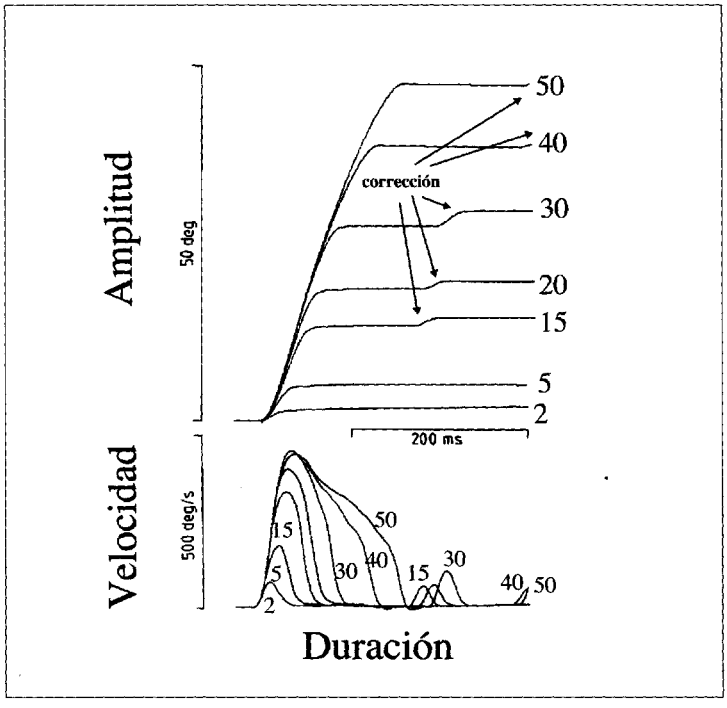


Fig. 4.4 Grupo de sacádicos del ojo izquierdo registrados experimentalmente mediante una sonda magnética. Arriba: posición angular del ojo; abajo: velocidad angular del ojo. El sentido de las líneas indica movimientos oculares a la derecha (adducción). Los tests estaban situados angularmente a 2, 5, 15, 20, 30, 40 y 50°. Las correcciones sacádicas de las posiciones 40 y 50° están recortadas parcialmente. Nótese que la saturación de la velocidad comienza aproximadamente con el sacádico de 30°.

Otros conceptos exclusivos de los movimientos sacádicos y que aparecen implícitamente en la figura citada son el *tiempo de reacción RT* (*reaction time*) y la *corrección* del sacádico. El primero marca el retraso entre el suceso sensorial y el inicio de la respuesta oculomotora. Resultados experimentales (fig. 4.5) aparte del hasta ahora citado muestran, como puede parecer lógico, que se reacciona más pronto o rápidamente cuando el estímulo visual de interés es bastante luminoso (porque enseguida llama la atención), y que se reacciona más tarde o lentamente cuando el estímulo visual en cuestión está más desplazado lateralmente, porque no somos tan conscientes de él de igual forma que si se encontrara en el campo visual central. Valores típicos para sacádicos en condiciones normales son 20–30 ms, pero que pueden ser mayores como se puede observar en la última figura citada. Respecto la corrección sacádica (fig. 4.4), ésta debe entenderse como que en la acción del movimiento ocular no se alcanza a la primera la posición ocular deseada. En concreto, y a la vista de la parte superior de la figura, se puede observar para amplitudes superiores a 10° que, una vez ejecutado el sacádico principal, aparece un periodo de *latencia* en el que se estima la posición ocular alcanzada para darnos cuenta de que todavía se debe realizar un pequeño ajuste para llegar a la posición ocular deseada y final.

Otro de los aspectos interesantes que plantea el estudio de los sacádicos es si existe visión durante un movimiento de este tipo. Es evidente que no estamos ciegos durante su curso, ya que una sencilla experiencia lo demuestra: si durante un movimiento sacádico se produce un flash de luz, es percibido por el observador. Sin embargo, durante este movimiento no tenemos una percepción de borrosidad, debido a que la sensibilidad del sistema visual disminuye durante el movimiento, suprimiéndose tan sólo la visión de estímulos muy breves, por debajo de los 20 ms (*supresión sacádica*). Hasta el momento, no esta claro todavía si el mecanismo de supresión es de origen retiniano o cortical.

Aunque los aspectos que se pueden analizar de los sacádicos son bastante más amplios e interesantes, vamos a acabar esta sección estimando la velocidad lineal (en km/h) de los sacádicos (aunque esto sea una aproximación, puesto que existen aceleraciones y desaceleraciones) y analizando la contribución de los sacádicos a los movimientos de lectura.

Dinámica de los movimientos sacádicos horizontales normales

Como los movimientos de lectura son horizontales en las civilizaciones occidental e islámica, vamos a aprovechar los resultados experimentales de la fig. 4.4 para extraer un conjunto de ecuaciones que profundizan en la dinámica de los sacádicos horizontales normales, aunque los resultados y las conclusiones son extrapolables para direcciones verticales e incluso oblicuas (Becker, 1991: 103).

Una de las propiedades gráficas sistemáticas de la fig. 4.4 es la forma en «rampa» de la parte superior. A partir de ella, podemos deducir que la amplitud A y la duración D del sacádico presentan una relación lineal (fig. 4.6, izquierda):

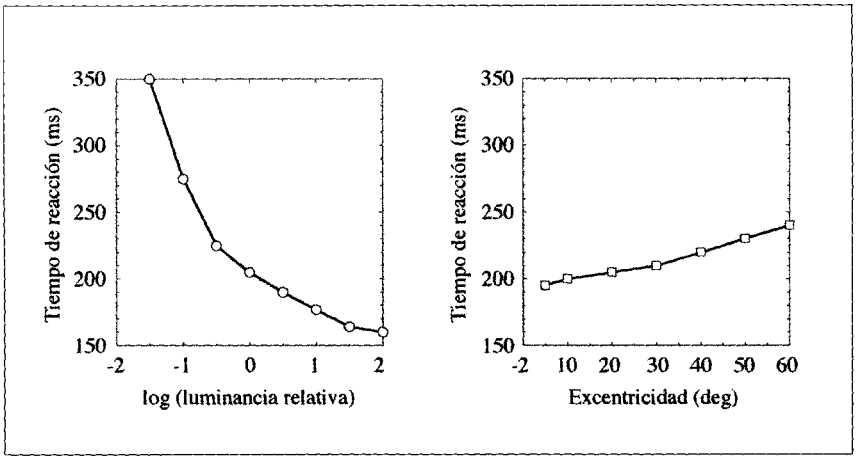


Fig. 4.5 Variación del tiempo de reacción de un sacádico en función de la luminosidad relativa (respecto al umbral de la fóvea) del estímulo (izquierda) situado a 10°, y según la excentricidad del estímulo (derecha).

$$D = D_0 + d \cdot A \tag{4.1}$$

donde d, que fluctúa entre 2 y 3 ms/deg, es la pendiente de la recta, y D_0, entre 20 y 30 ms, es la ordenada en el origen (que no es otra cosa que el tiempo de reacción).

A partir de esta expresión, se deduce inmediatamente la velocidad media *MV*, resultando que depende solamente de la amplitud (fig. 4.6, derecha):

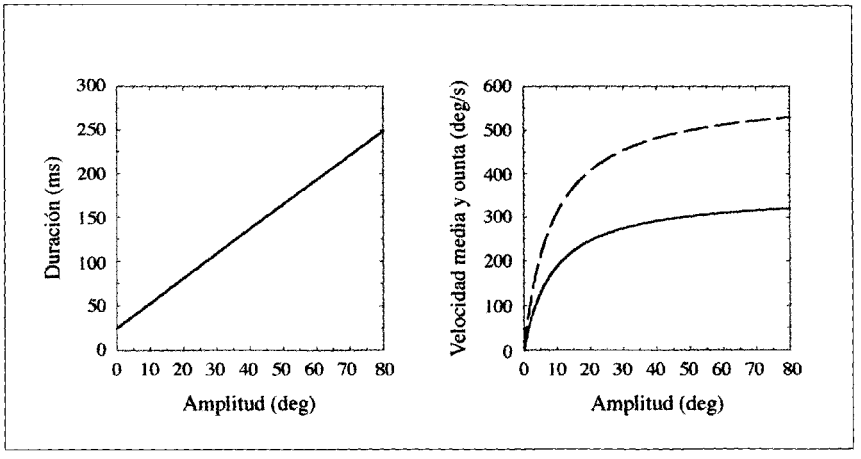


Fig. 4.6 Dinámica de los movimientos sacádicos horizontales. Izquierda: relación duración vs. amplitud; derecha: velocidad media (línea continua) y velocidad punta (línea discontinua) vs. amplitud.

$$MV = \frac{A}{D} = \frac{A}{D_0 + d \cdot A} = MV_m \frac{A}{A_{50} + A} \qquad (4.2)$$

$$\text{con } MV_m = \frac{1}{d} \quad \text{y} \quad A_{50} = \frac{D_0}{d}$$

donde MV_m es el valor asintótico superior y A_{50} es la *constante de semisaturación*, es decir, que cuando $A = A_{50}$, $MV = 1/2 \cdot MV_m$.

A diferencia de la velocidad media, la velocidad punta PV de los sacádicos es un parámetro que es independiente matemáticamente de la duración D. El hecho de que la velocidad punta PV alcanze su cota máxima para amplitudes superiores a 30° augura que su comportamiento funcional con la amplitud A va a ser del mismo estilo que el de la velocidad media MV. Y, en efecto, así ocurre; es más, aparece un resultado sistemático entre ambas velocidades: que el cociente $pm = PV/MV = 1.63$ es constante. Por tanto, la expresión matemática entre PV y D queda parecida a la anterior:

$$PV = PV_m \frac{A}{A_{50} + A} \qquad (4.3)$$

$$\text{con} \quad PV_m = pm \cdot MV_m = \frac{1.63}{d}$$

Valga el ejemplo siguiente para ser conscientes de la velocidad de un movimiento sacádico. Fijamos inicialmente en posición primaria en un punto situado a 10 m, y ejecutamos un sacádico horizontal hacia un punto de interés situado lateralmente a 3.64 m del punto inicial (fig. 4.7). La amplitud del movimiento sacádico es $A = \text{arctg}\,(y/x) = \text{arctg}\,(3.64/10) = 20$ deg. Tomando por ejemplo $d = 2.8$ ms/deg y $D_0 = 25$ ms, tenemos que el movimiento ocular dura $D = 81$ ms y que su velocidad media $MV = 246.914$ deg/s. Para ser conscientes del orden de magnitud de esta velocidad angular, podemos pasarla a revoluciones por minuto, y así poder compararla con la de los giradiscos de vinilo (33/45 rpm) y compactos. En este ejemplo, nos queda que $MV = 41.152$ rpm. Respecto a la velocidad punta PV, como $PV_m = 589.286$ deg/s y $A_{50} = 8.929$ deg, nos queda que $PV = 407.407$ deg/s = 67.901 rpm.

Si quizás manejando velocidades angulares no somos conscientes aún de la enorme velocidad de un movimiento sacádico, podemos, no obstante, hacer una estimación burda en términos lineales. Según la fig. 4.7, la mirada pasa del punto O a T. Este movimiento de traslación puede describirse con una velocidad lineal media del tipo $v = y/D = 44.938$ m/s = 161.778 km/h, lo cual ya no parece desdeñable (¡y eso sin tener en cuenta realmente las aceleraciones y desaceleraciones que se producen!).

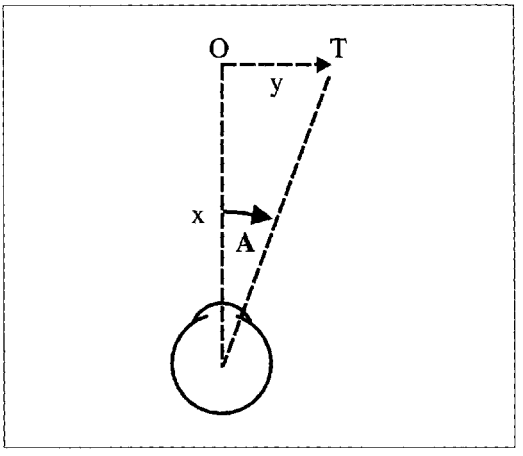


Fig. 4.7 Ejecución esquemática de un sacádico.

Contribución de los movimientos sacádicos en la lectura

Por su gran importancia en el aprendizaje y el uso que de ellos hacemos constantemente, los movimientos oculares en la lectura son unos de los más estudiados por fisiólogos, psicólogos y optometristas (Montes, Ferrer, 2002). Los registros que se pueden obtener con cierta facilidad dan como resultado unas gráficas duración vs. amplitud de los movimientos con un aspecto típico de escalera (fig. 4.8): los escalones son las fijaciones de comprensión lectora y las rampas son los movimientos sacádicos (las rampas bruscas son los saltos de línea).

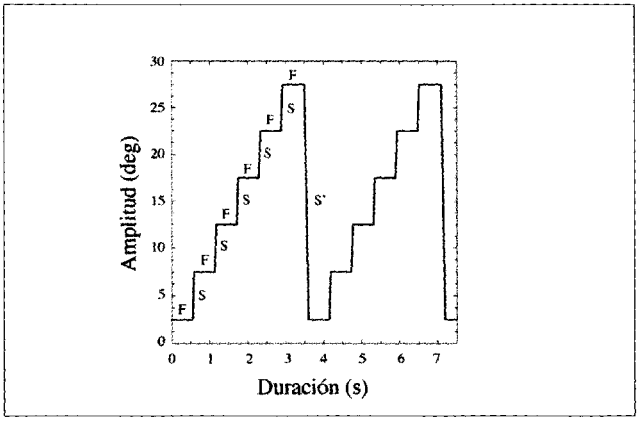


Fig. 4.8 Representación amplitud vs. duración de los movimientos de lectura de un párrafo (ver texto para detalles numéricos sobre las condiciones de contorno). F representa la fijación, S un mini-salto sacádico y S' el salto sacádico de cambio de línea.

Consideremos pues el ejemplo siguiente (el de la figura 4.8): la lectura de un párrafo de 20 líneas de anchura a = 16.1 cm a una distancia d = 30 cm; el tiempo total de lectura ha sido de 70 s y el número total de movimientos sacádicos registrados ha sido de 119. Con estos datos, tenemos que la amplitud máxima, la que marca la anchura del texto, vale $A = 2 \cdot \text{arctg}\,(a/(2d)) = 30$ deg. El número de fijaciones sacádicas por línea de párrafo es de (119 + 1)/20 = 6, es decir, con saltos de 5 en 5 grados de amplitud. Con estas condiciones, la duración media de cada fijación sacádica es de 70/(119 + 1) = 583.3 ms, pero, aplicando los datos del ejemplo anterior (d y D_0), la duración del movimiento sacádico es de 39 ms, lo cual significa que se dedica 10 veces más de tiempo a la comprensión lectora del texto que al salto de palabras en palabras.

4.4.2 *Movimientos de seguimiento*

Son movimientos oculares de seguimiento rotacional rápido, mucho más rápidos que los movimientos optocinéticos (OKN). Los primeros sí que tienen un estímulo de fijación claro, mientras que los últimos no. Participan en una amplia variedad de circunstancias oculomotoras, como mantener la mirada ante derivas involuntarias del ojo o la regulación de la fijación durante los movimientos vergenciales, por lo que, la disfunción del sub-sistema oculomotor de seguimiento o persecución puede subyacer en la causa de numerosas anomalías oculomotoras como el *nistagmus latente*, *nistagmus espontáneo*, etc. (Rabbets, 1998: 184; Von Noorden, 1996).

Después del estado transitorio, durante su tiempo de reacción correspondiente, el seguimiento de los ojos a un estímulo móvil es casi mimético hasta que la velocidad del estímulo es muy elevada (> 100 deg/s). En estas condiciones estacionarias, la velocidad de seguimiento del ojo es aproximadamente el 90 % de la velocidad del objeto.

4.4.3 *Vergencias*

Son movimientos binoculares en los que se varía el ángulo de cruce de los ejes visuales. Si el ángulo aumenta, el movimiento se denomina *convergencia*; si el ángulo disminuye, se denomina *divergencia*. Estos movimientos oculares, como los sacádicos y los de seguimiento, se utilizan para alinear las fóveas de los dos ojos sobre el objeto de interés, cualquiera que sea la distancia del mismo. Para un objeto en infinito, los ejes visuales de los dos ojos deben estar paralelos (vergencia nula); para objetos más cercanos, los ojos deben converger (fig. 1.5). Probablemente, la cualidad principal de la vergencia en los seres humanos es la gran sensibilidad estereoscópica que nos permite notar minúsculos desplazamientos de profundidad entre objetos.

Al tratarse de movimientos binoculares, se analizarán más exhaustivamente en los capítulos siguientes; en concreto, los aspectos dinámicos en el capítulo 5 y los aspectos óptico-geométricos en el capítulo 6, aunque a partir de ahora su uso será cada vez mayor a lo largo de esta monografía.

4.5 Micromovimientos de fijación

Son conocidos como micromovimientos por su pequeña amplitud, o *nistagmus fisiológico* por ser de carácter oscilatorio; pero no por ello son movimientos oculares anómalos. Su función es mantener la fijación e impedir el fenómeno *fading* (fig. 4.1), aunque es posible que estén involucrados en otros procesos de visión cuya finalidad se desconoce todavía. Parecen estar relacionados también con el mecanismo de la acomodación. Permiten, en suma, que el sistema visual esté en las mejores condiciones dinámicas para tener una AV máxima. Destacan tres tipos de micromovimientos:

a) Trémores: son temblores de los ojos, de muy pequeña amplitud, entre 17" y 1', y de altísima frecuencia, entre 30 y 75 ciclos/s.

b) Fluctuaciones: son de mayor amplitud (5') y frecuencia más baja (unos 5 ciclos/s).

c) Microsacádicos: son los micromovimientos de mayor amplitud, entre los 5 y 10' de arco, con una velocidad media de 10°/s.

4.6 Métodos de medida de los movimientos oculares

Aunque las técnicas de medida de los movimientos oculares pueden verse renovadas continuamente debido a nuevos recursos tecnológicos, las hemos dividido del modo siguiente:

a) Observación directa: es el método clínico más habitual. Se basa en la observación del movimiento por parte del examinador. Tiene como principal inconveniente que es un método cualitativo, que no permite la medida y que mediante él es muy difícil observar los movimientos de baja amplitud o alta frecuencia.

b) Videofotográficos: antiguamente se hacía uso de sistemas estroboscópicos para poder fotografiar los movimientos. Hoy en día se hace uso de sistemas de vídeo. Las secuencias de vídeo de alta velocidad pueden ser luego estudiadas mediante sistemas informáticos para conocer los movimientos que realiza el ojo.

c) Electro-oculográfico: es el sistema más usado (fig. 4.9). Se basa en la existencia de una diferencia de potencial de unos 20 mV entre la córnea y la esclera, comportándose como un dipolo. Si se colocan electrodos en los laterales del ojo y párpados, es posible registrar los cambios de potencial eléctrico y, de ahí, deducir los movimientos que ha hecho el ojo. Su principal inconveniente es que están muy influenciados por los campos eléctricos del entorno, por lo que se necesita aislar cuidadosamente al sujeto cuando se quiere mucha exactitud y precisión. Aún así, su ventaja principal es que es un sistema independiente de los movimientos de la cabeza.

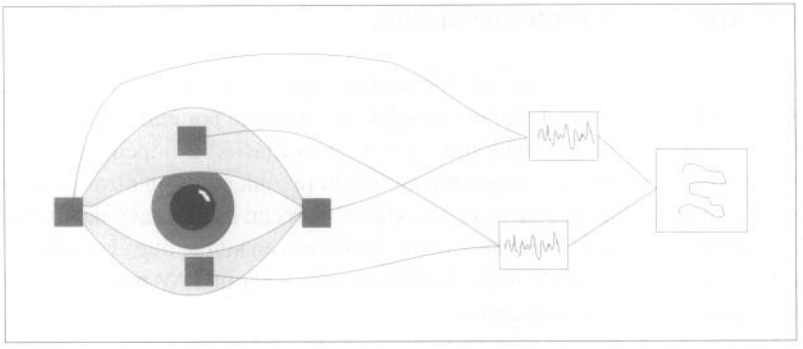


Fig. 4.9 Método electro-oculográfico de registro de movimientos oculares.

d) Métodos fotoeléctricos: están basados en la reflexión de un haz de luz sobre la córnea (fig. 4.10). Son muy poco exactos, ya que se ven afectados por los movimientos de la cabeza, por lo que ésta debe fijarse.

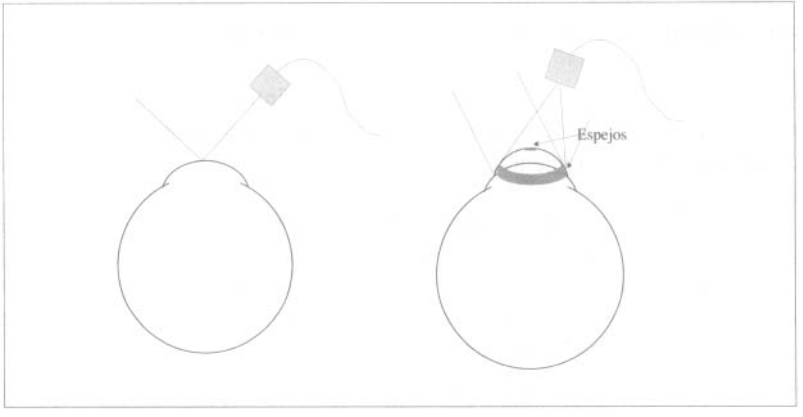


Fig. 4.10 Métodos fotoeléctrico (izquierda) y con lentes de contacto (derecha) para el registro de movimientos oculares.

e) Con lentes de contacto: se usa una lente de contacto especial, con unas zonas espejadas y se registra mediante vídeo el movimiento (fig. 4.10). Los principales problemas se asocian al movimiento de la lentilla, que evita que se puedan registrar movimientos muy rápidos.

f) Dispositivos de campo magnético: se basan en que la variación de potencial (~ 20 mV) entre la córnea y la esclera genera también un campo magnético que puede registrarse con facilidad (fig. 4.11). Son sistemas muy exactos y precisos, que no dependen del movimiento de la cabeza. El principal inconveniente es el parpadeo, que puede modificar la posición de la espira.

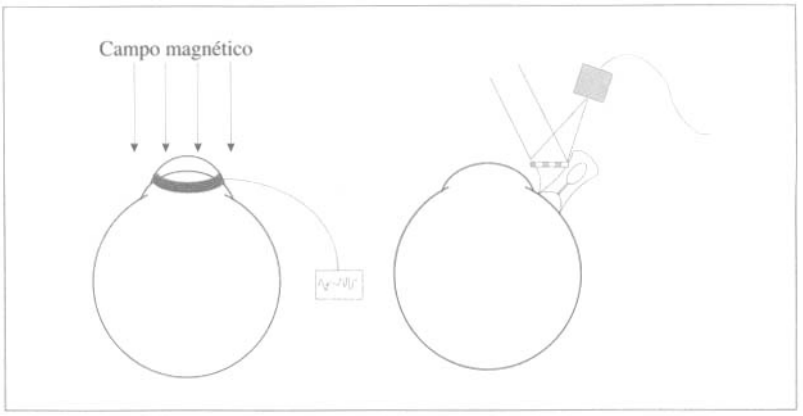


Fig. 4.11 Métodos de campo magnético (izquierda) y de cápsulas de succión (derecha) para el registro de movimientos oculares.

g) Cápsulas de succión: son sistemas de succión que permiten fijar la posición de un espejo en el ojo mediante una ventosa. Su principal inconveniente es el parpadeo.

h) Mediante imágenes de Purkinje: este método fue desarrollado por Kelly (1984) y permitió la comprobación del *fading* al estabilizar la imagen en la retina. Se basa en la medición de la diferencia entre la primera y cuarta imagen de Purkinje, una distancia que cambia al moverse el ojo. Este método, si retroalimenta un sistema de formación de imágenes, permite estabilizar la imagen en la retina.

PROBLEMAS

Problema resuelto

1. La función de la estabilización de la mirada es llevada a cabo por el sistema visual a través de la acción de los diferentes tipos de movimientos oculares. En general, se acepta que existen durante la fijación dos tipos principales de movimientos oculares: los trémores y los microsacádicos. Los trémores son movimientos de frecuencia alta (75 Hz) con una media de amplitud entre picos de 30" de arco. Los microsacádicos son movimientos de baja frecuencia (3 Hz) con una amplitud de 5' de arco. Por otro lado, consideremos un modelo reducido de ojo con una longitud axial l_{ax} = SRet = 24 mm, SN' = 7.5 mm, el cual observa un test puntual de 3 s de duración. Se pide:

a) Construir la ecuación conjunta (en fase) de «onda temporal» de ambos movimientos oculares oscilatorios, teniendo en cuenta que la fóvea se encuentra a 5° del polo oftalmométrico en el lado temporal del ojo.

b) ¿Cuál será la posición angular de la imagen puntual al cabo de 1.9 s?

c) ¿Cuántos conos foveales (con diámetro ϕ = 2 μm) habrá cruzado la imagen puntual justamente antes de desaparecer?

---

a) La parte superior de la fig. 4.12 muestra el esquema de partida para el planteamiento de este problema. Considerada la retina como el plano focal imagen, la fóvea se encuentra desplazada lateralmente, por lo que la fijación sobre un punto significa que su imagen (puntual) se localiza siempre sobre la fóvea, pero oscilando continuamente debido a los micromovimientos de fijación (trémores y microsacádicos).

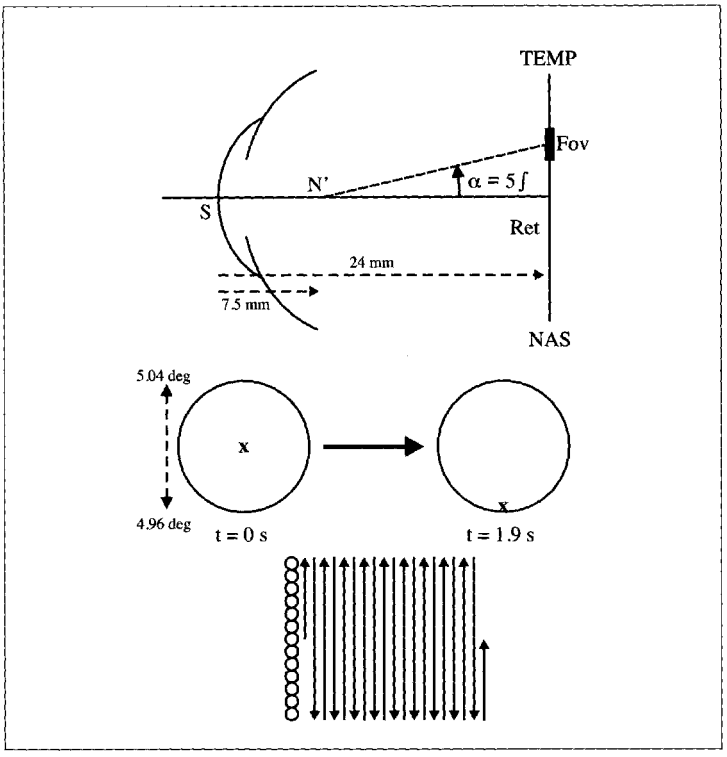


Fig. 4.12 Arriba: esquema inicial del problema nº 1. Centro: esquema sobre la solución del apartado b. Abajo: esquema sobre la solución del apartado c.

Obviando la existencia de un tiempo de reacción para el inicio de la fijación del test puntual, tenemos que con los datos de los trémores (ν_T = 75 Hz, A_T = 30" = 8.33 10^{-3} deg) podemos formar la ecuación de onda siguiente:

$$\gamma_T(t) = \frac{A_T}{2} \operatorname{sen}(2\pi\nu_T t) \tag{4.4}$$

siendo $\gamma_T(t)$ la posición angular desde el punto nodal imagen N' de la imagen puntual.

Con los datos de los microsacádicos (ν_{MS} = 3 Hz, A_{MS} = 5' = 300" = 8.33 10^{-2} deg), la ecuación de onda resultante es:

$$\gamma_{MS}(t) = \frac{A_{MS}}{2} \operatorname{sen}(2\pi\nu_{MS} t) \tag{4.5}$$

siendo $\gamma_{MS}(t)$ la posición angular desde el punto nodal imagen N' de la imagen puntual.

Ahora bien, como la imagen puntual centrada en la foveola está posicionada a $\alpha = 5$ deg desde el punto nodal imagen N', la superposición en fase de los dos micromovimientos oscilatorios o posición angular real $\gamma(t)$ de la imagen puntual quedará como sigue:

$$\gamma(t) = \frac{A_T}{2} \operatorname{sen}(2\pi v_T t) + \frac{A_{MS}}{2} \operatorname{sen}(2\pi v_{MS} t) + \alpha \qquad (4.6)$$

La fig. 4.13 muestra gráficamente esta función armónica a lo largo de 3 segundos (parte superior) y de forma ampliada (parte inferior) hasta 0.4 segundos. Puede, por tanto, apreciarse como este movimiento oscilatorio de la imagen puntual consta de la superposición de dos ondas, una de amplitud pequeña y frecuencia alta (los trémores), y otra de gran amplitud y frecuencia menor (los microsacádicos), que es la envolvente que se aprecia de forma global.

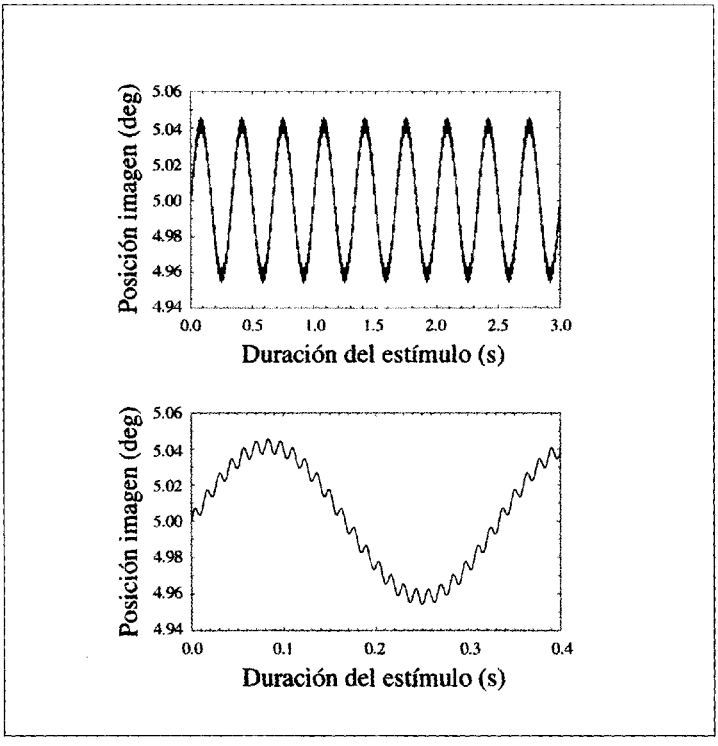


Fig. 4.13 Representación gráfica del movimiento oscilante de una imagen puntual en la fóvea a lo largo de 3 segundos (arriba) que dura el estímulo de fijación. En la parte inferior se amplía la curva hasta un valor de abscisas de 0.4 segundos.

b) Para averiguar en qué lugar de la fóvea se encuentra la imagen puntual oscilante al cabo de 1.9 segundos no tenemos más que sustituir en la última ecuación $t = 1.9$ s, puesto que las demás variables ya son conocidas. Por tanto, el cálculo final es:

$$\gamma(t=1.9) = \frac{8.33e-3}{2}\,\mathrm{sen}\,(2\pi\cdot 75\cdot 1.9) + \frac{8.33e-2}{2}\,\mathrm{sen}\,(2\pi\cdot 3\cdot 1.9) + 5 = \\ = 0 + \frac{0.0833}{2}(-0.951056) + 5 = 4.96\ \mathrm{deg} \tag{4.7}$$

Por tanto, la imagen puntual se encuentra en ese instante por debajo del centro de la foveola (fig. 4.12, centro), casi alcanzando la posición angular más baja a lo largo de su continuo movimiento oscilante.

c) Como el plano retiniano es realmente un mosaico de fotoreceptores, a los cuales consideraremos por simplicidad de tamaño regular (ϕ_{cono}=2 μm), estamos ahora interesados en el número de fotoreceptores que atraviesa la imagen puntual en su movimiento oscilante antes de desaparecer el estímulo de fijación.

A lo largo de los tres segundos que dura la fijación, podemos contabilizar el número de ciclos que realizan los trémores y los microsacádicos:

$$\begin{aligned} &\textit{trémores}: n^{o}\ ciclos = t\cdot \nu_{T} = 3\cdot 75 = 225 \\ &\textit{microsacádicos}: n^{o}\ ciclos = t\cdot \nu_{MS} = 3\cdot 3 = 9 \end{aligned} \tag{4.8}$$

Apoyándonos en la fig. 4.12 (arriba), podemos utilizar la trigonometría para convertir la amplitud angular total del movimiento oscilante de la imagen puntual en metros. Teniendo en cuenta la distancia entre el punto nodal imagen N' y la retina, nos queda que:

$$2\cdot \mathrm{N'Ret}\cdot \mathrm{tg}\left(\frac{A_T + A_{MS}}{2}\right) = 2\cdot 16.5e-3\cdot \mathrm{tg}\left(\frac{0.09166}{2}\right) = 26.4\ \mu\mathrm{m} \\ \Rightarrow \quad \mathrm{n^{o}\ conos\ recorridos} = \frac{26.4}{2} \cong 13 \tag{4.9}$$

Como el diámetro de los fotoreceptores es de 2 μm, nos queda que la imagen puntual recorre 18 veces (9 x 2) más de 13 fotoreceptores (fig. 4.12, abajo). Como mínimo, el paso a través de los fotoreceptores es de 18 veces por microsacádicos, pero en algunos fotoreceptores el paso de la imagen puntual oscilante puede llegar a ser de 450 veces.

Problema propuesto

2. Supongamos que nos encontramos en la pista central de Roland Garros observando el partido de tenis de la final masculina entre Hewitt y Ferrero. Estamos situados en una grada lateral a 80 m en línea recta respecto de la red, o sea, en la parte más alta de la grada y a la mitad de la pista. En esta posición como espectador, los movimientos oculares son sacádicos y de seguimiento en la pista, no es necesario mover la cabeza para seguir el juego. Si la pista de tenis tiene una longitud de 22 m y los jugadores se sitúan en ese juego en los límites de la pista, se pide:

a) Si consideramos la relación duración D vs. amplitud A, $D = D_0 + d \cdot A$, para movimientos sacádicos con $D_0 = 22$ ms y $d = 2.74$ ms/deg, calculad la duración D, la velocidad media MV en deg/s, en km/h y la velocidad máxima PV en deg/s del movimiento sacádico que se realiza al observar la pelota de tenis de un jugador al otro durante los lances del juego.

b) Si la velocidad de la pelota de tenis en un *drive* de Ferrero es de 152 km/h, ¿podemos perseguir con la mirada el movimiento de la pelota hasta llegar a la raqueta de Hewitt? (Supón que la pelota no sufre rozamiento con el aire.)

Solución: a) D = 64.9 ms, MV = 241.26 deg/s = 1220 km/h, PV = 393.25 deg/s ; b) Sí, porque $v_{bola} = 30$ deg/s $< v_{persecución} = 100$ deg/s $<$ MV = 241.26 deg/s.

5. *Movimientos binoculares*

Ya que esta monografía está centrada en la visión binocular, nos ha parecido coherente dedicar aparte un capítulo a los movimientos binoculares, cuando éstos podrían haber sido tratados en el capítulo anterior, el cual ya se centraba en los tipos de movimientos oculares.

5.1 Versiones

Son los movimientos binoculares conjugados en los que no cambia el ángulo entre los dos ejes visuales (fig. 5.1). Se producen gracias a la *ley de Hering* de igual inervación, según la cual, en un movimiento binocular coordinado, se proporciona la misma cantidad de influjo nervioso a los músculos de los dos ojos. Dado que es un movimiento de desplazamiento de la mirada, es aceptado comunmente que una versión se produce mediante movimientos sacádicos en los dos ojos, por lo que también se conocen como *versiones sacádicas*.

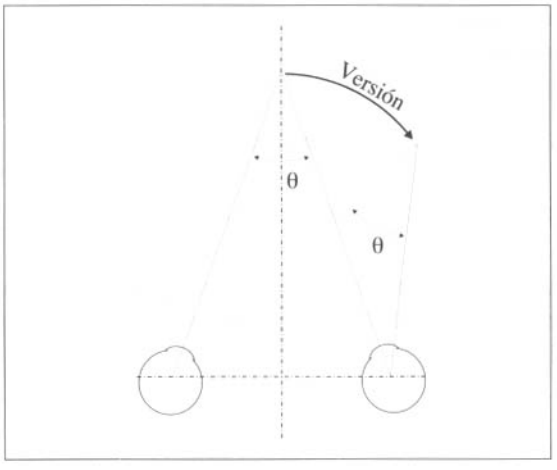


Fig. 5.1 Ejemplo de una versión binocular.

Su clasificación es similar a la de las ducciones (capítulo 2), anteponiendo los prefijos supra, infra, levo o dextro según la dirección del movimiento. En la fig. 5.2 podemos ver los diferentes tipos de versiones según la dirección de la mirada.

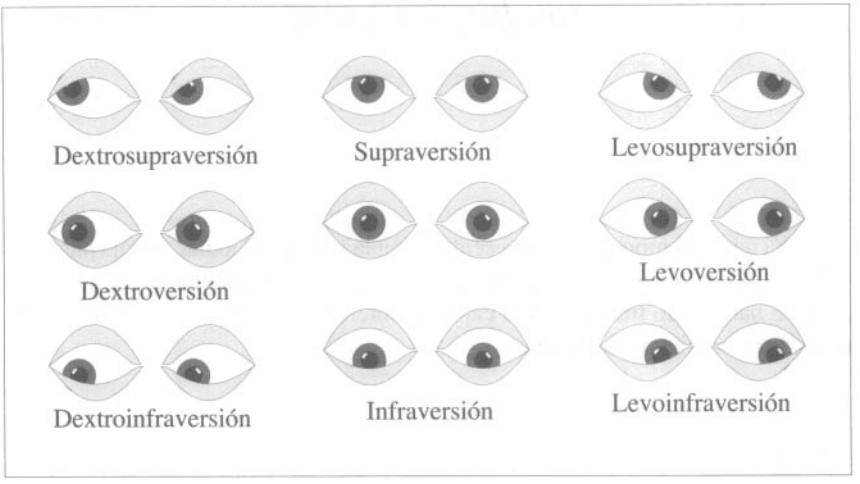


Fig. 5.2 Tipos de versiones.

5.2 Vergencias

Son los movimientos binoculares en los que existe un cambio en el ángulo que forman los ejes visuales (fig. 5.3). Son los movimientos binoculares más importantes (Schor, Ciuffreda, 1983), ya que nos permiten desplazar la mirada consiguiendo al mismo tiempo la fijación bifoveal, lo cual favorece la fusión de las dos imágenes monoculares y la estimación con gran exactitud y precisión de la posición relativa entre objetos (sensibilidad estereoscópica).

Existen tres tipos de vergencias:

- Convergencia: cuando aumenta el ángulo entre los ejes visuales (fig. 5.3).
- Divergencia: cuando disminuye el ángulo entre los ejes visuales (fig. 5.3).
- Ciclovergencias: son vergencias que compensan las rotaciones e inclinaciones de la cabeza, cuando por ejemplo se converge la mirada boca arriba.

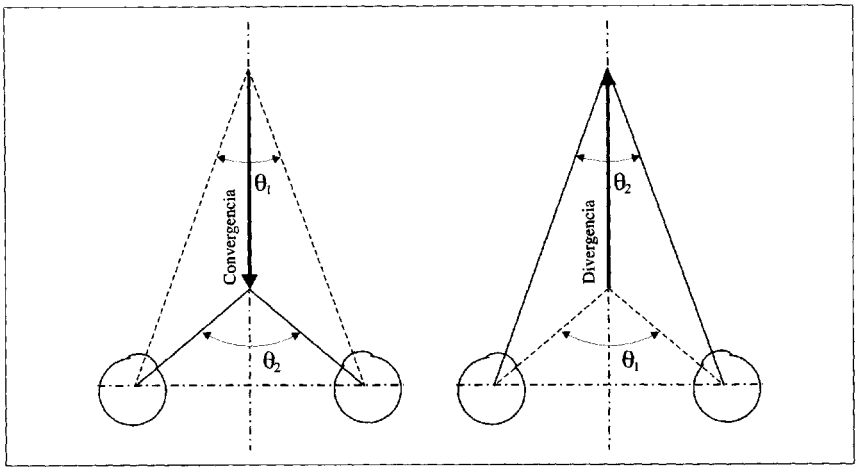


Fig. 5.3 Ejemplos de vergencias. En la convergencia $\theta_1 < \theta_2$, mientras que en la divergencia $\theta_1 > \theta_2$.

En general, los movimientos binoculares son mezclas de vergencias y versiones, de forma que cuando queremos pasar nuestra atención de un punto A a otro B, se puede realizar una combinación de vergencias y versiones, tal y como se muestra en la fig. 5.4. Estos movimientos vergenciales suelen ir acompañados de pequeñas torsiones en los ojos. Así, cuando se produce una convergencia, se produce una ligera exciclotorsión. Estos movimientos son complementarios a las ciclovergencias, que se producen para compensar los movimientos de rotación de la cabeza y que se conocen también como movimientos ciclofusionales.

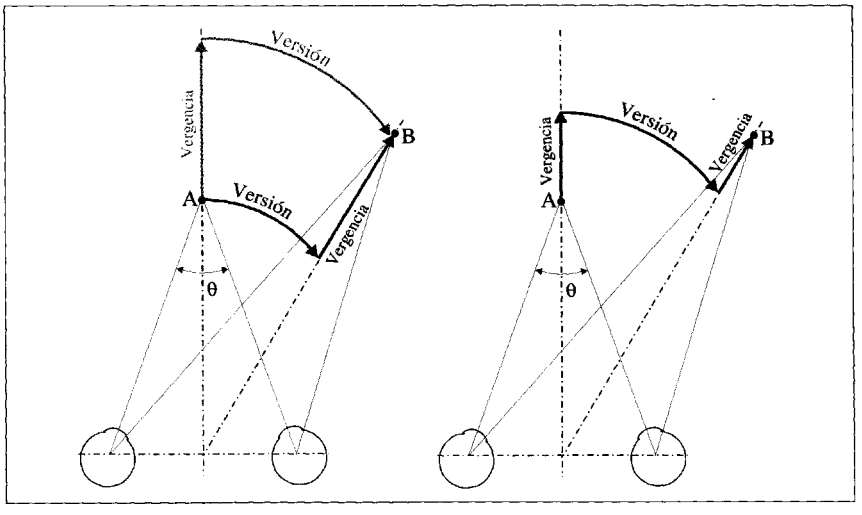


Fig. 5.4 Diferentes posibilidades de combinación de versiones y vergencias.

5.2.2 *Convergencias asimétrica y simétrica*

Cuando el objeto de interés se encuentra bastante alejado (infinito) y los ojos se encuentran en posición primaria, los dos ejes visuales están en paralelo, por lo que la convergencia será nula (fig. 5.5, izquierda). Ahora bien, cuando el objeto se acerca y es necesario converger sobre él para no verlo doble, cabe separar cuidadosamente varios casos posibles. En primer lugar, debemos tener en cuenta la región que se encuentra entre los dos ojos, cuyo plano vertical central se denomina *plano medio*. Y, en segundo lugar, debemos tener en cuenta si el objeto en cuestión se encuentra o no al nivel de los dos ojos, plano que se denota como *plano de fijación*. En tales circunstancias, es muy importante separar entre *convergencia asimétrica* y *convergencia simétrica*. La primera sirve para describir cualquier caso donde el objeto de interés se encuentre fuera de los planos medio y de fijación, lo cual ocurre la mayoría de las veces. En este primer tipo de convergencia, cabe distinguir si el objeto se encuentra fuera o no del plano de fijación. Si lo está, la convergencia asimétrica es de tipo 3D, y plantearemos más adelante su cálculo en un problema resuelto. Si, aun estando en el plano de fijación, el objeto de interés se encuentra fuera del plano medio, la convergencia asimétrica es de tipo 2D (fig. 5.5, centro), y plantearemos también más adelante su cálculo en otro problema resuelto. Solamente, en el caso de que el objeto se encuentre siempre sobre la línea media, que es la línea de intersección de los planos medio y de fijación, estaremos usando el concepto de convergencia simétrica (fig. 5.5, derecha), la cual será el centro de análisis en los dos capítulos siguientes. Aún así, en gran número de ocasiones, podemos pasar de convergencia asimétrica 3D a convergencia simétrica girando la cabeza de tal forma que el objeto de interés quede alineado entre los dos ojos y pertenezca al plano inclinado de fijación que definen ahora los dos ojos en posición primaria.

Como el ángulo de vergencia C (a partir de ahora, convergencia) viene definido por la intersección de los dos ejes visuales, este valor puede proporcionarse en varias unidades angulares como segundos y minutos de arco, deg, rad, etc. Estas unidades son más bien características para las convergencias asimétricas (3D y 2D), pero en el caso de la convergencia simétrica son más adecuadas otras. Como avance del capítulo siguiente, tenemos una nueva unidad angular denotada como *ángulo métrico* [am], introducida por el oftalmólogo alemán Nagel en 1880. Se define como la cantidad de vergencia que realiza un sujeto ante un objeto colocado en la línea media a 1 m de distancia. Por tanto, el mismo objeto colocado a 0.5 m tendrá asociada una convergencia de 2 am para conseguir la fijación bifoveal y que no se vea doble.

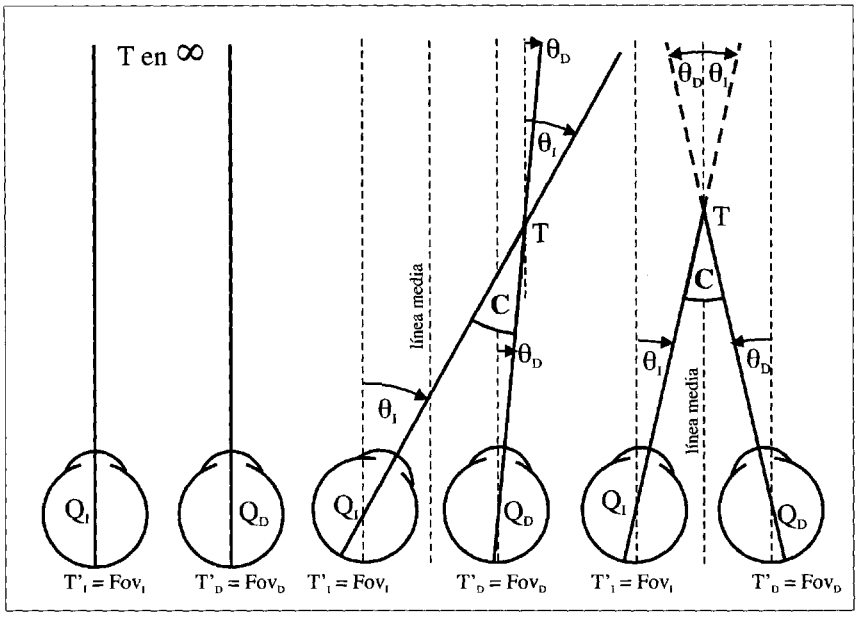


Fig. 5.5 Casos de convergencia en el plano de fijación. Izquierda: convergencia nula asociada a la posición primaria (objeto muy lejano). Centro: convergencia asimétrica (2D). Derecha: convergencia simétrica (total).

Otro aspecto que cabe aclarar en estos momentos es qué convenio de signos debemos utilizar con las vergencias. Esto también tiene que ver con cuánto gira monocularmente cada ojo cuando se realiza una vergencia. De partida tenemos el criterio horario: los giros antihorarios son positivos, y los giros horarios negativos. Aplicando este criterio al caso particular de los ojos, tanto para el ojo derecho como para el ojo izquierdo (la línea media simularía un espejo), tenemos que las rotaciones monoculares hacia el lado nasal (superior) son positivas, y hacia el lado temporal (inferior) son negativas. Con estas consideraciones, podemos deducir fácilmente de la última figura las contribuciones de las rotaciones monoculares para la convergencia asimétrica 2D y la convergencia simétrica. La fórmula general es directamente la suma de las rotaciones monoculares:

$$C = \theta_I + \theta_D \tag{5.1}$$

pero, el valor final, incluido su signo, depende de la posición del objeto respecto de los dos ojos. En convergencia asimétrica 2D (y 3D) poco importa el signo, pero el resultado final siempre será la diferencia entre las rotaciones monoculares (fig. 5.5, centro). En cambio, en convergencia simétrica, total o parcial (cuando el objeto queda entre los dos ojos pero no justamente en la línea media), el resultado final es siempre la suma de las dos rotaciones monoculares. Si es convergencia simétrica total, será justamente el doble de la rotación monocular

(fig. 5.5, derecha), siendo positiva cuando los ojos convergen porque el objeto es real, o negativa, cuando los ojos divergen porque el objeto es virtual. Para aclarar quizás al lector, proponemos la tabla siguiente en la que enumeramos los casos citados obviando el signo de las rotaciones monoculares:

TABLA 1
Casos de convergencia en el plano de fijación.

Convergencia asimétrica	Objeto situado en el lado	
	Izquierdo	Derecho
	$C = \theta_D - \theta_I$	$C = \theta_I - \theta_D$
Convergencia simétrica	Parcial	Total
	$C = \theta_I + \theta_D$	$C = 2\theta_D = 2\theta_I$

5.2.3 *Componentes de la vergencia*

Las vergencias son movimientos muy complejos, ya que están relacionados tanto con la acomodación como con el mecanismo fusional. Si la borrosidad del objeto es el principal estímulo de la acomodación, la disociación de las dos imágenes retinianas o disparidad retiniana, que puede generar diplopía, puede asumirse a priori como el principal estímulo de la vergencia. Sin embargo, fue Maddox en 1893 quien identificó cuatro tipos de componentes en la respuesta vergencial: fusional, acomodativa, tónica y proximal. Es decir, que el ángulo de vergencia C puede descomponerse en cuatro ángulos menores, cuyo peso o importancia relativa no se analizarán hasta el tema siguiente. Esta clasificación se mantiene hasta la fecha con ciertos detalles que vamos a presentar a continuación.

Vergencia fusional

Es la componente de la vergencia inducida por la disparidad objeto (retiniana), es decir, cuando un objeto llega a verse doble. Al desplazarse un objeto, deja de verse fusionado (de forma haplópica) y la diplopía actúa como estímulo para la vergencia, que se producirá en la dirección adecuada para favorecer la haplopía. Parece ser que es independiente del color de los objetos y que está relacionada con la información de formas grandes, es decir, con las características del sistema magnocelular.

La *disparidad objeto* es la variación de la posición horizontal relativa de los objetos de una escena sin cambiar el tamaño, ni la forma, ni la distancia de visualización. Como se puede observar en la fig. 5.6, cada par de círculos concéntricos, situado en cada ojo a la misma distancia, presenta un pequeño desplazamiento (la disparidad objeto) que generará una diferencia en las posiciones angulares de sus respectivas imágenes retinianas, que se denota habitualmente como *disparidad retiniana* o binocular. Por tanto, para no verlo doble, los ojos vergerán

adecuadamente y conseguirán de forma simultánea una sensación de profundidad relativa (estereopsis) entre ambos círculos. Como se demostrará mucho más tarde (capítulo 13), la disparidad retiniana η para este caso particular de estereograma se relaciona directamente con la disparidad objeto o desplazamiento lateral $\Delta\pi$ entre los objetos y la distancia de observación d:

$$\eta = \frac{2\Delta\pi}{d} \quad [\text{rad}] \tag{5.2}$$

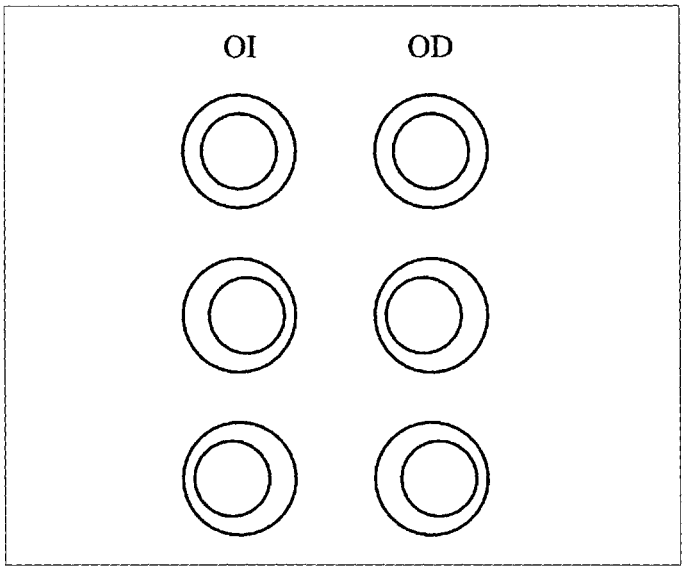


Fig. 5.6 Parejas estereoscópicas típicas para analizar la vergencia fusional con un sinoptóforo presentando cada parte en cada ojo (aunque puede conseguirse la misma sensación estereoscópica aplicando las técnicas de fusión libre que se explicarán en el capítulo 13). Arriba: los círculos son concéntricos por lo que no existe disparidad retiniana. Centro: los círculos pequeños se han desplazado 2 mm hacia dentro, lo que genera una disparidad convergente de 0.01 rad (0.573 deg) a 50 cm. Abajo: los círculos pequeños se han desplazado 2 mm hacia fuera, lo que genera una disparidad divergente de 0.01 rad (0.573 deg) a 50 cm.

Con este tipo de estereogramas y manteniendo la distancia de fijación, podríamos reproducir los resultados clásicos de Rashbass y Westheimer (1961) acerca de la características dinámicas de la vergencia fusional (Judge, 1991). Con las demás componentes vergenciales constantes, la velocidad de vergencia fusional v, ya sea convergente o divergente, es directamente proporcional a la disparidad objeto $\Delta\pi$, y por ende, a la disparidad retiniana η. En concreto, el experimento

ya clásico demostró que la velocidad de vergencia fusional era de 5–10 deg/s por cada grado de disparidad retiniana. Otros detalles interesantes de este experimento, complementados más adelante por otros investigadores, son que el tiempo de reacción típico de la vergencia fusional es de 160 ms, que el tamaño mínimo de disparidad retiniana para iniciar la vergencia debe ser inferior a 6' (menos de 0.44 mm de disparidad objeto para el estereograma de la fig. 5.6 visto a 50 cm), y que para disparidades retinianas superiores a 4 deg (más de 17.45 mm de disparidad objeto) la velocidad de vergencia fusional decae progresivamente con el tamaño de la disparidad ante la imposibilidad de fusionar perceptualmente.

Vergencia acomodativa

La vergencia también se produce al cambiar la acomodación. Un buen ejemplo es la experiencia de Müller (1826), en la que un observador debe fijar un objeto móvil sobre el eje visual del ojo derecho mientras el ojo izquierdo está ocluido, tal y como se muestra en la fig. 5.7. Al variar la ubicación del objeto de la posición A a la B, el ojo derecho tan solo cambia su acomodación, y el OI no tiene ningún estímulo visual, por lo que no debería cambiar su situación. Sin embargo, cuando se cambia la posición del objeto, se comprueba que existe un movimiento en el ojo ocluido que coincide con el del objeto: de convergencia si se acerca y de divergencia si se aleja. El mismo efecto puede apreciarse si, fijando la posición del test, colocamos una lente divergente ante el ojo descubierto. En tales circunstancias, éste deberá sobreacomodarse para compensar la borrosidad que le provoca la lente divergente, con lo que el valor de convergencia que ejerce el ojo ocluido será proporcional al valor de la potencia de la lente. El valor típico de la vergencia acomodativa es de 0.8-0.9A am, siendo A la acomodación en dioptrías [D].

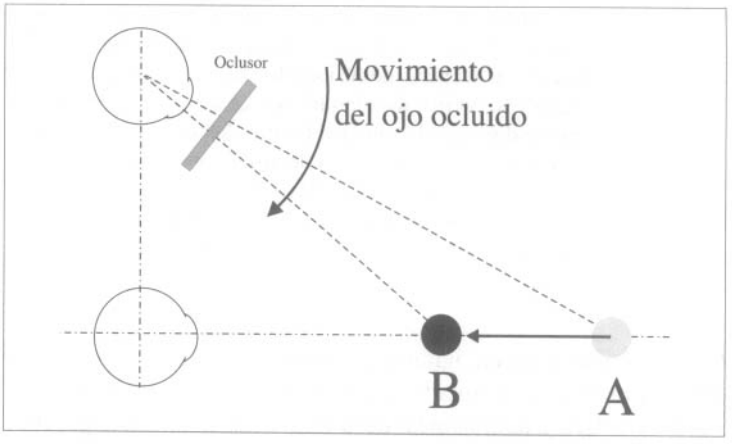


Fig. 5.7 Experiencia de Müller (1826) sobre la vergencia acomodativa.

Aunque a simple vista parece que la experiencia de Müller implica una violación de la ley de igual inervación de Hering (el ojo alineado no se mueve), se ha comprobado mediante medidas electro-oculográficas que existe un inicio del movimiento, pero las vergencias fusionales compensan este movimiento inicial, impidiendo que se pierda la haplopía (fig. 5.8).

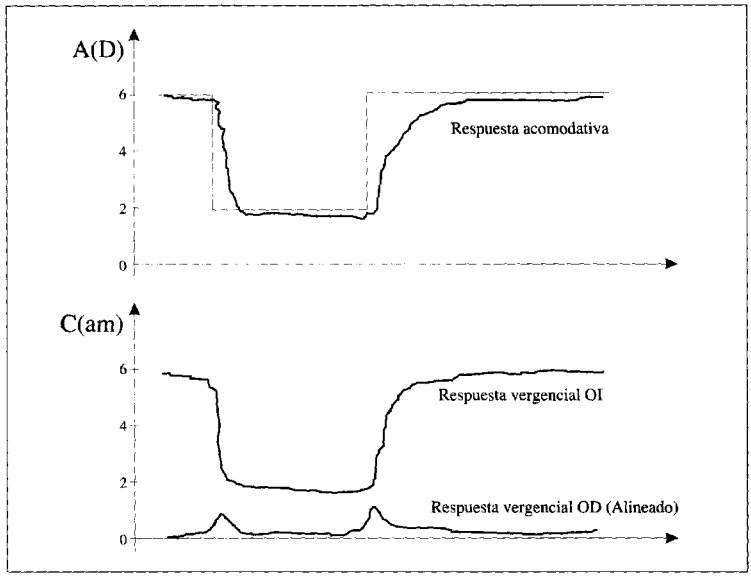


Fig. 5.8 Variaciones en la respuesta vergencial de los dos ojos en la experiencia de Müller.

El hecho de que la acomodación pueda influir en la convergencia, y viceversa como se verá en el capítulo siguiente, es una de las piedras angulares de la Optometría. De hecho, el ángulo métrico [am] es equivalente a la dioptría [D] puesto que ambos parten del recíproco de la distancia al objeto. Sin embargo, la primera se queda asociada al valor angular de la vergencia (movimiento binocular), y, la segunda va asociada a la capacidad monocular de enfoque. Por lo tanto, como veremos en el capítulo siguiente, los conceptos de visión nítida-borrosa y visión haplópica-doble están íntimamente ligados entre sí.

Vergencia tónica

Es la que se tiene en ausencia de estímulos visuales, en total oscuridad (Schor, Ciuffreda, 1983). Su valor medio es aproximadamente de 3° (aproximadamente a 110 cm en la línea media), pero este valor puede aumentar si se mira hacia abajo o disminuir si se mira hacia arriba, a razón de un grado por cada 30 deg de descenso/elevación.

Vergencia proximal

Es la producida por inducción psicológica, por eso también se la conoce como vergencia psíquica. Se ha comprobado que cuando a un sujeto se le pide que imagine que un objeto se acerca, manteniendo los ojos cerrados, su vergencia aumenta. Esto parece más patente cuando se es consciente de que el objeto de interés está realmente cerca, a pesar de que se visualiza como una imagen en infinito a través de un microscopio. Otra comprobación de la existencia de la vergencia proximal es también la experiencia de Enright (1987), que comprobó que cuando se observa una pintura o fotografía con objetos en diferentes planos de perspectiva, existe un pequeño cambio de vergencia en función de la supuesta profundidad relativa de los objetos.

5.3 Músculos sinergistas y antagonistas contralaterales

Al igual que en el movimiento de un ojo definimos los músculos sinergistas y antonistas homolaterales, es posible aplicar el mismo concepto a los movimientos binoculares, ya que cuando se produce una versión, el movimiento de los ojos debe ser coordinado en ambos por la ley de Hering de igual inervación, existiendo de nuevo una serie de músculos que actúan cooperativamente en el movimiento binocular y otros que se deben relajar. Hablaremos pues de músculos sinergistas contralaterales de un ojo cuando nos refiramos a los músculos del ojo contrario que actúan simultáneamente para dar lugar a un movimiento binocular. Esto conduce a la revisión del concepto de *posición diagnóstica de la mirada*, ya introducido en el capítulo 2. Tal como se definieron, son movimientos versionales aquellos con los que se pone a prueba la acción exclusiva y máxima (campo de acción) de un músculo extraocular. Dado que existen 6 músculos extraoculares, existirán 6 posiciones diagnósticas de la mirada (fig. 5.9). De esta manera, el optometrista y el oftalmólogo pueden aplicar un test sencillo para averiguar si alguno de los músculos extraoculares presenta alguna anomalía. Siguiendo la figura citada, los pares sinergistas contralaterales están representados por líneas paralelas con las flechas en el mismo sentido. Un detalle interesante de las posiciones diagnósticas es que el ejecutar una supraversión (infraversión), o solamente una elevación (descenso) mediante un solo ojo, no obliga a ninguno de los seis músculos extraoculares, preferentemente al recto superior (inferior) y al oblicuo inferior (superior), a trabajar al máximo. La tabla 5.2 enumera las seis posiciones diagnósticas de la mirada con sus correspondientes pares sinergistas contralaterales, en la que se incluyen los pares sinergistas contralaterales para el movimiento ocular de lectura.

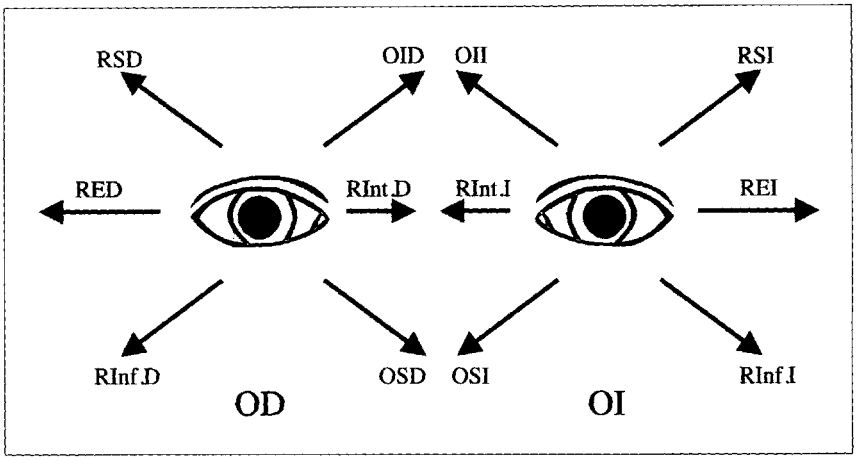


Fig. 5.9 Esquema de las 6 posiciones diagnósticas de la mirada con sus correspondientes pares sinergistas contralaterales.

TABLA 5.2
Pares sinergistas contralaterales de las posiciones diagnósticas de la mirada y del movimiento ocular de lectura.

Versión	*Par muscular*	
	Ojo izquierdo	*Ojo derecho*
Levo-versión	R.E.I.	R.Int.D.
Dextro-versión	R.Int.I.	R.E.D.
Supra-levo-versión	R.S.I.	O.I.D.
Supra-dextro-versión	O.I.I.	R.S.D.
Infra-levo-versión	R.Inf.I.	O.S.D.
Infra-dextro-versión	O.S.I.	R.Inf.D.
LECTURA: Convergencia	R.Int.I.	R.Int.D.
LECTURA: Descenso	O.S.I.	O.S.D.

Así, dado un músculo en particular, su par antagonista contralateral será el músculo antagonista homolateral de su par sinergista contralateral. Apoyándonos en el esquema de la fig. 5.9, sería al partir de dos flechas paralelas aquella del ojo contrario que fuera perpendicular a esa dirección. Por ejemplo: ¿cuál es el músculo antagonista contralateral del oblicuo inferior derecho (O.I.D.)? Su par sinergista contralateral es el recto superior izquierdo (R.S.I.) en la supra-levo-versión. Por tanto, la flecha perpendicular, o sea, su músculo antagonista homolateral, y por ende, antagonista contralateral del O.I.D., es el recto inferior izquierdo (R.Inf.I.).

5.4 Anomalías de la convergencia binocular

Debido a la importancia de la convergencia, al ser el movimiento fundamental para la fusión, los principales problemas binoculares suelen ir asociados a anomalías en estos movimientos. No obstante, también existen anomalías ligadas a los otros tipos funcionales de movimientos oculares como los vestibulares, sacádicos, etc. (Leigh, Zee, 1991; Van Noorden, 1996). Generalmente, estas anomalías de la convergencia se traducen en desalineamientos sobre el punto de fijación de los ejes visuales. Podemos hablar básicamente de dos tipos de anomalías: heteroforias y heterotropías (estrabismos).

5.4.1 *Forias*

Las heteroforias son desviaciones no manifiestas de la convergencia. Sólo son visibles cuando ocluimos un ojo mediante una tapa o cartulina (*cover test*), es decir, cuando disociamos los ojos e interrumpimos la visión binocular. En condiciones normales, los ojos fijan sobre el punto de fijación, pero al ocluir un ojo, observamos como éste se desvía (fig. 5.10). Si lo volvemos a destapar, se consigue de nuevo la fijación bifoveal. Si no existe tal desviación para ninguna distancia de fijación en ninguno de los dos ojos, se dice que el sujeto presenta *ortoforia*, que es el concepto análogo a la emetropía para visión nítida. No obstante, pueden darse casos en que el sujeto sea ortofórico en visión lejana y presente heteroforia en visión cercana.

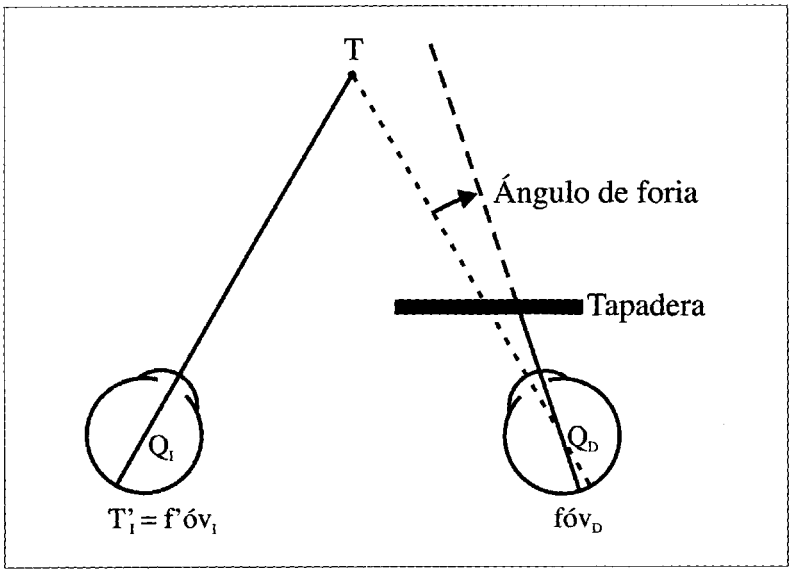


Fig. 5.10 Exoforia en el ojo derecho mostrando la divergencia o abducción detrás de la tapadera (*cover*).

Según el tipo de desviación respecto la posición primaria (tabla 5.3) se pueden clasificar en:

- Endoforias (esoforias), cuando la desviación es hacia el lado nasal (adducción). Su abreviatura es Eso o SOP.
- Exoforias, cuando la desviación es hacia el lado temporal (abducción). Su abreviatura es Exo o XOP.
- Hiperforias, cuando la desviación es hacia arriba (elevación). Su abreviatura es Hiper (añadiendo I o D si es el ojo izquierdo o derecho).
- Hipoforias, cuando la desviación es hacia abajo (descenso). Su abreviatura es Hipo (añadiendo I o D si es el ojo izquierdo o derecho).

TABLA 5.3
Clasificación de las forias.

Tipo	*Movimiento del ojo tapado*	*Abreviaturas comunes*
Endoforia	Adducción	Eso, SOP
Exoforia	Abducción	Exo, XOP
Hiperforia	Elevación	Hiper (I ó D)
Hipoforia	Descenso	Hipo (I ó D)

Sus causas pueden ser variadas (Rabbetts, 1998: 169; Tunnacliffe, 1997: 529; Van Noorden, 1996), desde problemas acomodativos o refractivos a problemas anatómicos (posiciones anómalas de las inserciones oculares), neurológicos (disfunción de los rutas neurales oculo-motoras) o patológicos (conjunción de causas anatómicas y neurológicas). Por ejemplo, debido al nexo entre convergencia y acomodación, una infracompensación de una hipermetropía puede generar una endoforia, tanto en visión lejana como cercana.

5.4.2 *Estrabismos*

Las heterotropías, habitualmente más conocidas como estrabismos, son desviaciones manifiestas, estables, de los ejes visuales al fijar sobre un punto; es decir, cuando se observa directamente que uno de los dos ojos muestra una desviación clara respecto del otro. Por tanto, en principio, no se consigue la fijación bifoveal sobre ningún estímulo visual. Si realizamos la experiencia de cubrir con una cartulina uno de los dos ojos, ocurre lo siguiente:

- Si cubrimos el ojo estrábico (desviado) y fijamos sobre un objeto con el ojo normal, ninguno de los dos ojos se moverá. Como hemos visto arriba, este comportamiento sobre el ojo anómalo es completamente diferente del que realizaría un ojo fórico.

- En cambio, si el ojo normal se cubre y el estrábico se descubre, éste girará para fijar fovealmente pero, simultáneamente, por la ley de igual inervación de Hering, el ojo normal tapado se moverá en sentido versional (fig. 5.11).

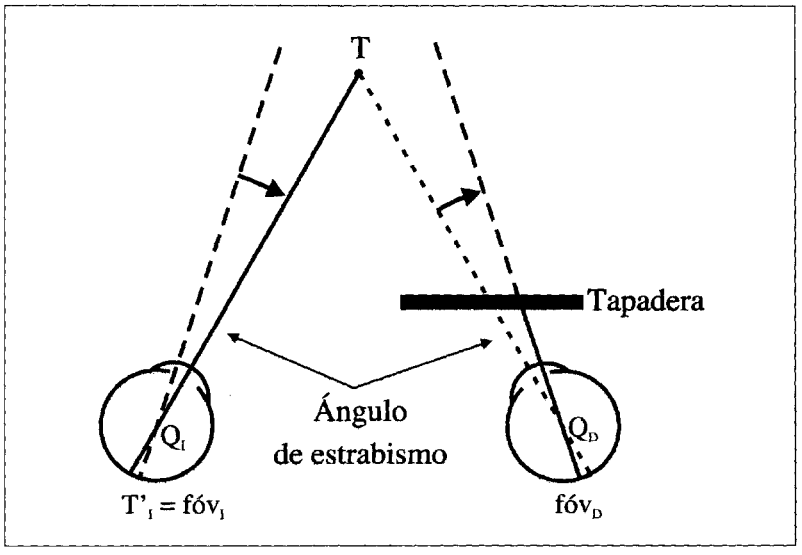


Fig. 5.11 Exotropía en el ojo izquierdo mostrando la adducción que debe realizar para conseguir la fijación, y que, a su vez, por igual inervación, provoca una rotación versional (abducción) en el ojo derecho normal tapado.

Al igual que las heteroforias, se pueden clasificar en (tabla 5.4):

- Endotropías (esotropías), cuando la desviación es hacia el lado nasal (adducción). Su abreviatura es EsoT o SOT.
- Exotropías, cuando la desviación es hacia el lado temporal (abducción). Su abreviatura es ExoT o XOT.
- Hipertropías, cuando la desviación es hacia arriba (elevación). Su abreviatura es HiperT (añadiendo I o D si es el ojo izquierdo o derecho).
- Hipotropías, cuando la desviación es hacia abajo (descenso). Su abreviatura es HipoT (añadiendo I o D si es el ojo izquierdo o derecho).

TABLA 5.4
Clasificación de los estrabismos.

Tipo	*Posición relativa del ojo desviado*	*Abreviaturas comunes*
Endotropía	Adducción	EsoT, SOT
Exotropía	Abducción	ExoT, XOT
Hipertropía	Elevación	HiperT (I ó D)
Hipotropía	Descenso	HipoT (I ó D)

Una segunda clasificación de los estrabismos se elabora en función de si es *concomitante* o *incomitante*. En un estrabismo incomitante la desviación varía con la dirección de la mirada, y al cambiar la fijación de un ojo al otro alternando la tapa si fuera necesario. La desviación varía irregularmente con la dirección de la mirada porque el estrabismo es causado por una paresis (disfunción parcial) o parálisis (disfunción total) de la acción de uno o más músculos extraoculares. Un estrabismo concomitante es aquel donde los ojos se mueven de manera coordinada, el ángulo de desviación permanece aproximadamente constante para todas las direcciones de mirada. En general, aunque no se comentó arriba, podemos usar también este tipo de clasificación en las forias, pero en la práctica clínica, la mayoría de las forias son concomitantes.

Respecto a las causas del estrabismo, éstas pueden ser, al igual que las forias, de origen refractivo, anatómico, neurológico o patológico, pero con un grado mucho más severo (Rabbetts, 1998: 185; Tunnacliffe, 1997: 526; Von Noorden, 1996).

5.5 Introducción al tratamiento de las anomalías binoculares

El estado normal de visión binocular es la fijación bifoveal y la propiedad de estereopsis. Esto implica a su vez dos imágenes retinianas nítidas del objeto de fijación sobre áreas retinianas correspondientes, y agudezas visuales excelentes en cada ojo. Esto también implica que no deberían existir interferencias en las conexiones neurales entre los ojos y el cerebro, y que los sistemas de acomodación y músculos extraoculares deberían mantener las imágenes nítidas y superpuestas sobre un intervalo estándar de distancias y dentro del campo de fijación binocular. Por tanto, cualquier desviación del estado normal puede considerarse una anomalía binocular. Estas anomalías visuales pueden deberse a errores refractivos no compensados, anomalías en la sinergia convergencia-acomodación, defectos neuropatológicos, defectos anatómicos o asimetrías, etc.

Cualquiera que sea la causa de la anomalía binocular, el tratamiento que se debe seguir para reestablecer la visión binocular normal incluye varios pasos:

1. Compensación de cualquier error refractivo.
2. Prescripción de prismas.
3. Ortóptica o terapia visual.
4. Cirugía.

Los aspectos sobre la compensación del error refractivo (Rabbetts, 1998; Romero, et al., 1996; Tunnacliffe, 1997;Viqueira, Martínez-Verdú, de Fez, 2004) se recordarán en el capítulo siguiente puesto que están íntimamente relacionados con la sinergia convergencia-acomodación. Lo mismo ocurrirá con los aspectos centrados en la prescripción de prismas (Cotter, 1996; Fannin, Grosvenor, 1996), puesto que se analizarán dentro de dos capítulos.

La ortóptica o terapia visual se refiere al uso de procedimientos monoculares y binoculares de estimulación para mejorar la agudeza visual, minimizar la supresión binocular y desarrollar la coordinación oculomotora y sensorial de los ojos (Griffin, Gisham, 1995; Rutstein, Daum, 1998).

La cirugía se usa para alinear los ojos cuando las imágenes retinianas no se superponen y no pueden responder a ejercicios ortópticos para que se alineen (Cirugía oftalmológica). En algunos casos, la cirugía puede ser la única vía para conseguir una apariencia cosméticamente normal de los ojos.

Por tanto, parece evidente que el tema de las anomalías binoculares es enorme y muy difícil de tratar en una sola monografía. Consecuentemente, esta monografía no se centra en el estudio de los signos, síntomas, medida, diagnóstico, incidencia y tratamiento de las anomalías binoculares, sino en los aspectos óptico-geométricos, y a veces fisiológicos, que permiten comprender las repercusiones visuales de las anomalías binoculares, así como los fundamentos de diseño de los tests clínicos de la optometría binocular, tanto los que sirven para la medida y el diagnóstico como los utilizados para el tratamiento (lentes, prismas y ejercicios ortópticos).

Teniendo en cuenta esta declaración de intenciones, podemos ahora entonces establecer una tabla comparativa de los síntomas óptico-sensoriales de las anomalías binoculares (forias y estrabismos).

Como guía inicial, creemos que vale la pena repasar los problemas visuales típicos relacionados con la visión monocular; en concreto, el origen y los síntomas de las ametropías esféricas (miopía e hipermetropía), el astigmatismo y la presbicia. Todos ellos provocan una visión borrosa: las ametropías y el astigmatismo para visión lejana, la presbicia para visión cercana. Las ametropías y el astigmatismo se deben principalmente a un desequilibrio entre la potencia de los componentes dióptricos (córnea y cristalino) del ojo y su longitud axial. En cambio, la presbicia aparece debido a una disminución temporal y gradual de la capacidad del cristalino para aumentar su potencia para reducir el desenfoque a varias distancias. Por lo tanto, el síntoma óptico clave de estos problemas visuales es el desenfoque óptico cerca de la retina o error refractivo (Rabbetts, 1998; Romero, et al., 1996; Tunnacliffe, 1997;Viqueira, Martínez-Verdú, de Fez, 2004), y su repercusión sensorial principal es la visión borrosa.

Respecto a las anomalías binoculares, una vez llegados a este capítulo, ya somos conscientes de la variedad de causas posibles de las forias y los estrabismos. Por tanto, para finalizar este capítulo, solamente nos resta avanzar los síntomas visuales típicos de estas anomalías visuales para tener constancia de la complejidad con que se enfrenta la optometría binocular, un esfuerzo de análisis y comprensión que pretendemos aligerar o complementar con esta monografía siguiendo una estrategia que ya han establecidos otros (Reading, 1983; Regan, 1991; Steinman, Steinman, Garzia, 2000).

TABLA 5.5

Síntomas óptico-sensoriales de las anomalías monoculares y binoculares.

	Tipo	*Causa*	*Síntomas*
Visión monocular	Ametropías, Astigmatismo	Desenfoque	Visión borrosa de lejos
	Presbicia	Desenfoque a varias distancias	Visión borrosa de cerca
Visión binocular	Forias	Descoordinación oculomotora y sensorial	Visión borrosa, diplopía, etc.
	Estrabismos		Diplopía, confusión y supresión, disminución de la agudeza visual (ambliopía), fijación excéntrica y correspondencia retiniana anómala

PROBLEMAS

Problemas resueltos

1. Consideremos el cálculo trigonométrico de la convergencia asimétrica 2D en el plano de fijación tal como se muestra en el esquema adjunto (fig. 5.12). Sea T(*x*,*y*) el test puntual sobre el que deseamos dirigir la mirada desde la posición primaria, S(0,0) nuestro origen de referencia, situado en el punto medio de la distancia interpupilar (P_IP_D = dip), y los puntos P_I(-dip/2,0) y P_D(dip/2,0) las posiciones pupilares de nuestros ojos. Se pide:

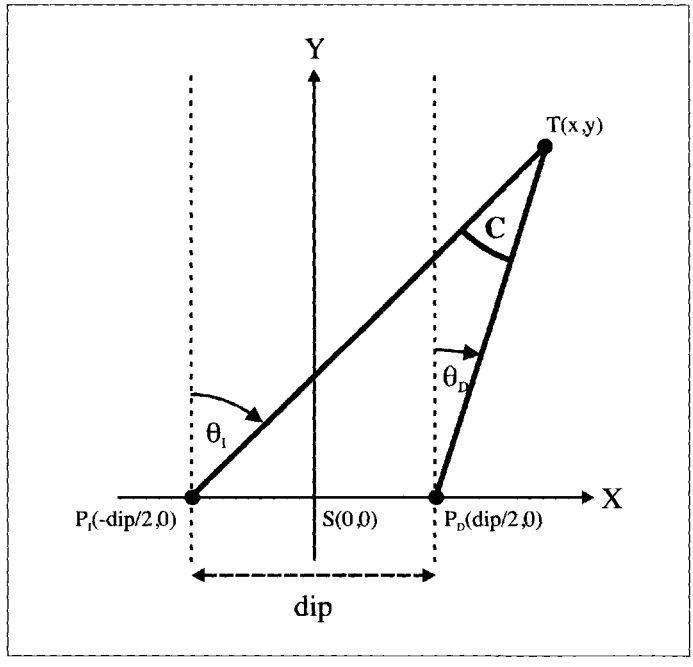


Fig. 5.12 Esquema inicial del problema resuelto nº 1 acerca del cálculo de la convergencia asimétrica (2D) en el plano de fijación.

a) Las expresiones generales de las rotaciones monoculares θ_I y θ_D, así como la del ángulo de convergencia C.

b) Aplica las expresiones anteriores al ejemplo numérico de T(25,50 cm) y dip = 64 mm.

a) El esquema inicial (fig. 5.13) muestra que el estímulo puntual se encuentra a la derecha del ojo derecho, por lo que las rotaciones monoculares son adducción (θ_I) en el ojo izquierdo y abducción (θ_D) en el ojo derecho. Teniendo en cuenta las indicaciones de la Tabla 5.1, conocemos que siendo $\theta_I > \theta_D$ nos queda que la convergencia es:

$$C = \theta_I - \theta_D \tag{5.3}$$

Desde un punto de vista trigonométrico, el cálculo de las rotaciones monoculares y la convergencia se apoya en los puntos imaginarios complementarios R(-dip/2,*y*) y Q(dip/2,*y*) de la fig. 5.13.

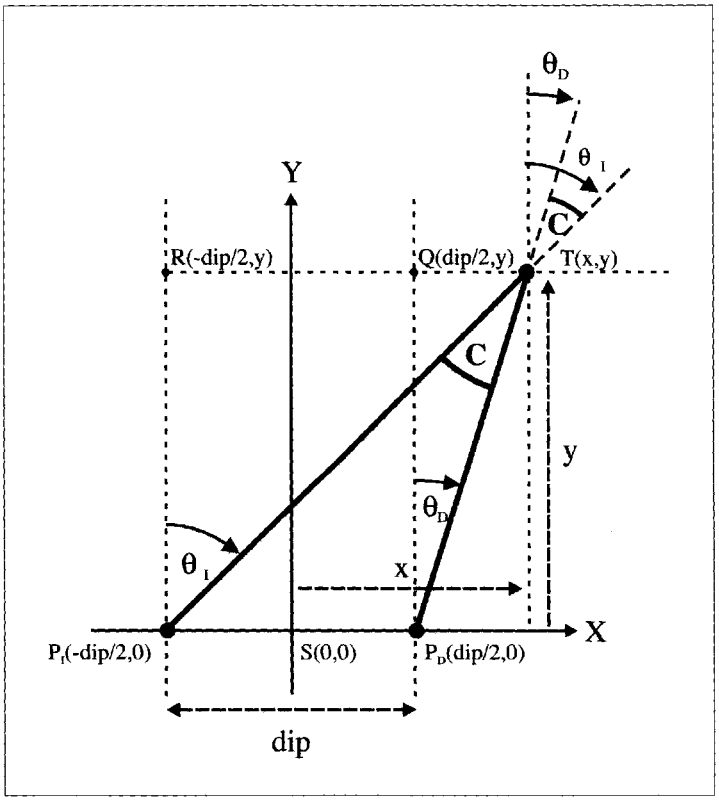


Fig. 5.13 Esquema completo del problema resuelto nº 1.

Apoyándonos en el triángulo rectángulo P_IRT, tenemos que la adducción θ_I se expresa como sigue:

$$\begin{aligned} \theta_I &= \text{arctg}\left(\frac{RT}{P_IR}\right) \\ RT &= x + \frac{dip}{2} \\ P_IR &= y \\ \Rightarrow \theta_I &= \text{arctg}\left(\frac{x + \frac{dip}{2}}{y}\right) \end{aligned} \tag{5.4}$$

De modo similar, apoyándonos ahora en el punto complementario Q, el cálculo trigonométrico de la abducción θ_D es el siguiente:

$$\begin{aligned} \theta_D &= \text{arctg}\left(\frac{QT}{P_IQ}\right) \\ QT &= x - \frac{dip}{2} \\ P_IQ &= y \\ \Rightarrow \theta_D &= \text{arctg}\left(\frac{x - \frac{dip}{2}}{y}\right) \end{aligned} \tag{5.5}$$

Por tanto, la convergencia asimétrica C en el plano de fijación para un estímulo situado al lado derecho del campo visual binocular es:

$$C = \theta_I - \theta_D = \text{arctg}\left(\frac{x + \frac{dip}{2}}{y}\right) - \text{arctg}\left(\frac{x - \frac{dip}{2}}{y}\right) \tag{5.6}$$

b) Con las expresiones anteriores, pasamos ahora a resolver un ejemplo numérico. Para este caso, el estímulo T se encuentra 25 cm a la derecha del centro de referencia (en medio de los dos ojos) y 50 cm por delante de los ojos. Tomando la distancia interpupilar dip = 6.4 cm, tenemos que:

$$\begin{aligned}
&\text{adducción}: \quad \theta_I = \operatorname{arctg}\left(\frac{25+\frac{6.4}{2}}{50}\right) = 29.423 \text{ deg} \\
&\text{abducción}: \quad \theta_D = \operatorname{arctg}\left(\frac{25-\frac{6.4}{2}}{50}\right) = 23.557 \text{ deg} \\
&\text{convergencia}: \quad C = \theta_I - \theta_D = 5.866 \text{ deg}
\end{aligned} \tag{5.7}$$

2. Sea el problema geométrico del cálculo de la convergencia asimétrica en el espacio puntual 3D (fig. 5.13), donde los ojos están en las posiciones P_I(–dip/2,0,0) y P_D(dip/2,0,0) y están mirando hacia un objeto puntual T(*a*,*b*,*c*). Se pide:

a) Las ecuaciones de las rectas que marcan los ejes visuales izquierdo y derecho.

b) La expresión general del ángulo de convergencia como intersección de los dos ejes visuales en el punto T(*a*,*b*,*c*). Aplica la expresión obtenida a los ejemplos numéricos siguientes: dip = 64 mm, T_1(25,50,0) cm y T_2(25,50,–50) cm.

c) Las rotaciones monoculares a partir de sus respectivas posiciones primarias de reposo. Aplica otra vez las expresiones obtenidas a los ejemplos numéricos siguientes: dip = 64 mm, T_1(25,50,0) cm y T_2(25,50,–50) cm.

---

a) El cálculo de la convergencia asimétrica 3D parte de un planteamiento geométrico completamente diferente del anterior, pero que servirá para establecer diferencias y similitudes. El esquema inicial (fig. 5.14) sirve para percibir que la resolución completa del problema será mucho más compleja que la anterior. Para empezar, las rotaciones monoculares no son directamente ducciones, sino movimientos terciarios, por lo que tendrán asociadas falsas torsiones (capítulo 2).

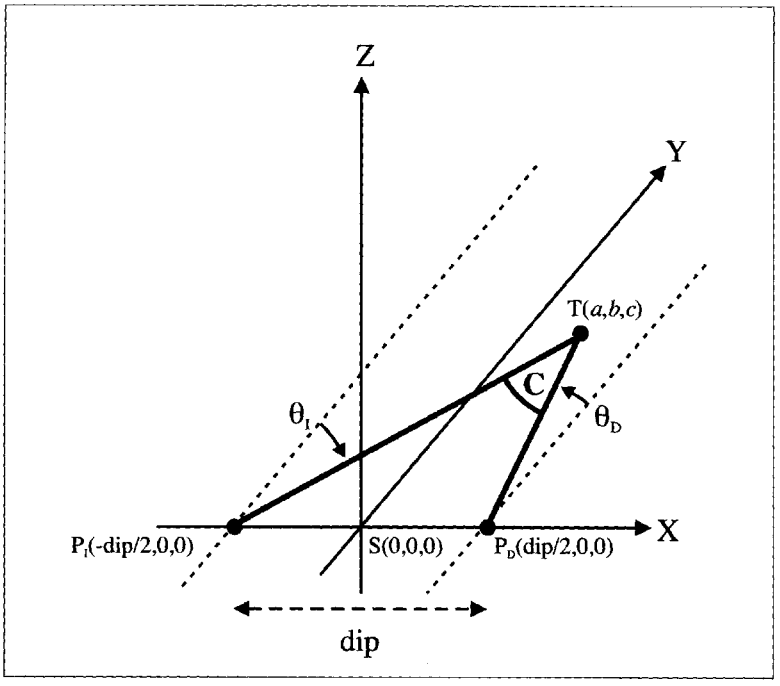


Fig. 5.14 Esquema inicial del problema resuelto nº 2 acerca del cálculo de la convergencia asimétrica 3D (fuera del plano de fijación).

Para centrarnos, el primer apartado plantea la obtención de las expresiones para las rectas que marcan los ejes visuales izquierdo y derecho. Conocidos dos puntos de una recta, podemos obtener su dirección (vector director) y las ecuaciones continua y paramétricas (dos ecuaciones al ser en el espacio tridimensional).

Para el eje visual izquierdo EV_I, el vector director es P_IT, con lo que obtenemos:

$$\begin{aligned}
&\text{dirección: } P_IT = \left(a + \frac{dip}{2}, b, c\right) \\
&\text{ecuación continua: } \frac{x + \frac{dip}{2}}{a + \frac{dip}{2}} = \frac{y}{b} = \frac{z}{c} \\
&\text{ecuaciones paramétricas: } \begin{cases} bx - \left(a + \frac{dip}{2}\right)y + b\frac{dip}{2} = 0 \\ cy - bz = 0 \end{cases}
\end{aligned} \tag{5.8}$$

Para el eje visual derecho se obtiene procediendo de modo similar:

$$\begin{aligned}
&\text{dirección: } P_D T = \left(a - \frac{dip}{2}, b, c\right) \\
&\text{ecuación continua: } \frac{x - \frac{dip}{2}}{a - \frac{dip}{2}} = \frac{y}{b} = \frac{z}{c} \\
&\text{ecuaciones paramétricas: } \begin{cases} bx - \left(a - \frac{dip}{2}\right)y - b\frac{dip}{2} = 0 \\ cy - bz = 0 \end{cases}
\end{aligned} \tag{5.9}$$

b) El cálculo de la convergencia asimétrica 3D debe resolverse encontrando el ángulo de intersección de los dos ejes visuales, es decir, el ángulo de cruce entre dos rectas en el espacio tridimensional. Por tanto, apoyándonos en conceptos geométricos tenemos que la convergencia asimétrica 3D está relacionada con los productos escalares de los vectores directores $P_I T$ y $P_D T$:

$$C = \arccos\left(\frac{P_I T \cdot P_D T}{|P_I T| \cdot |P_D T|}\right) \tag{5.10}$$

Consecuentemente, realizando los cálculos intermedios nos queda la expresión general siguiente:

$$\begin{aligned}
&P_I T \cdot P_D T = \left(a + \frac{dip}{2}\right)\left(a - \frac{dip}{2}\right) + b^2 + c^2 = a^2 + b^2 + c^2 - \frac{dip^2}{4} \\
&|P_I T| = \sqrt{\left(a + \frac{dip}{2}\right)^2 + b^2 + c^2} \\
&|P_D T| = \sqrt{\left(a - \frac{dip}{2}\right)^2 + b^2 + c^2} \\
&C = \arccos\left[\frac{a^2 + b^2 + c^2 - \frac{dip^2}{4}}{\sqrt{\left(a + \frac{dip}{2}\right)^2 + b^2 + c^2} \cdot \sqrt{\left(a - \frac{dip}{2}\right)^2 + b^2 + c^2}}\right]
\end{aligned} \tag{5.11}$$

Como ejemplos numéricos para estas expresiones sean dos estímulos, tal que $T_1(25,50,0)$ cm está en el plano de fijación, el mismo del problema anterior,

y, T_2(25,50,-50) cm se encuentra por debajo del plano de fijación. Se toma igual que antes dip = 6.4 cm.

En el primer caso, partimos de una expresión diferente a la del problema anterior, pero se obtiene el mismo resultado:

$$C_1 = \arccos\left[\frac{a^2+b^2-\frac{dip^2}{4}}{\left(a+\frac{dip}{2}\right)^2+b^2\cdot\left(a-\frac{dip}{2}\right)^2+b^2}\right] = \tag{5.12}$$

$$= \arccos\left[\frac{25^2+50^2-\frac{6.4^2}{4}}{\left(25+\frac{6.4}{2}\right)^2+50^2\cdot\left(25-\frac{6.4}{2}\right)^2+50^2}\right] = 5.866 \text{ deg}$$

En el segundo caso, con el estímulo por debajo del plano de fijación, obtenemos:

(5.13)

$$C_2 = \arccos\left[\frac{25^2+50^2+(-50)^2-\frac{6.4^2}{4}}{\left(25+\frac{6.4}{2}\right)^2+50^2+(-50)^2\cdot\left(25-\frac{6.4}{2}\right)^2+50^2+(-50)^2}\right] = 4.608 \text{ deg}$$

que es el mismo resultado que correspondería a un estímulo T_3(25,50,50) cm, es decir, situado simétricamente respecto de T_2 por encima del plano de fijación.

c) El cálculo de las rotaciones monoculares θ_I y θ_D se obtiene aplicando los conceptos geométricos que vamos desarrollando en este problema. Tal como sugiere el enunciado de este apartado, y teniendo en cuenta también el esquema (fig. 5.14), las rotaciones monoculares no son más que los ángulos de intersección de los dos ejes visuales, P_IT y P_DT, con las rectas que definen sus correspondientes posiciones primarias. Como la dirección (vector director) de las dos posiciones primarias es la misma, (0,1,0), nos queda entonces:

$$\theta_I = \arccos\left(\frac{P_I T \cdot \infty}{P_I T \cdot \infty}\right) = \arccos\left[\frac{b}{\sqrt{\left(a + \frac{dip}{2}\right)^2 + b^2 + c^2}}\right]$$

$$\theta_D = \arccos\left(\frac{P_D T \cdot \infty}{P_D T \cdot \infty}\right) = \arccos\left[\frac{b}{\sqrt{\left(a - \frac{dip}{2}\right)^2 + b^2 + c^2}}\right] \qquad (5.14)$$

donde el símbolo ∞ es el utilizado para denotar el vector director de la posición primaria.

Con estas dos expresiones, podemos aplicar los datos numéricos del ejemplo anterior y comprobar que restando los dos valores se verifica el cálculo para la convergencia asimétrica 2D (en el plano de fijación, como en el problema anterior), pero no para la convergencia asimétrica 3D (fuera del plano de fijación).

T_1 (en el plano de fijación)		*T_2 (fuera del plano de fijación)*	
θ_I [deg]	29.423	θ_I [deg]	48.944
θ_D [deg]	23.557	θ_D [deg]	47.490
$\theta_I - \theta_D$ [deg]	5.866	$\theta_I - \theta_D$ [deg]	1.454
C_1 [deg]	5.866	C_2 [deg]	4.608

Problemas propuestos

3. La velocidad de vergencia fusional es de 7.8 deg/s por 1 deg de disparidad retiniana para una pareja estereoscópica como la de la fig. 5.6. Suponiendo que se visualiza a 1 m de distancia y que los ojos tienen una distancia interpupilar dip = 63 mm, se pide:

a) ¿Qué disparidad retiniana debe existir para que la convergencia fusional se haya efectuado en 1.2 s? ¿Y su valor correspondiente de disparidad objeto?

b) Si el valor mínimo de disparidad retiniana para realizar la convergencia fusional es de 8' de arco, ¿cuánto duraría este movimiento de vergencia fusional para otra pareja estereoscópica con esa disparidad retiniana a 1 m de distancia?

Solución: C = 3.6084 deg, *a*) 0.3855 deg (23' 8" de arco) de disparidad retiniana, que equivale a un desplazamiento horizontal (disparidad objeto) de 3.36 mm de los círculos pequeños respecto de los grandes; *b*) t = 3.47 s.

4. Sea una persona adulta que presenta una exoforia en el ojo derecho cuyo valor angular es –5.729 deg (Ver fig. 5.10). ¿En qué punto P sobre la línea media dirigirá su mirada el ojo derecho fórico cuándo éste se encuentra ocluido y el ojo izquierdo destapado observa un test a $x_T = 20$ cm sobre la línea media? (Considera la distancia interpupilar dip = 62 mm.)

Solución: $x_P = 57.58$ cm.

6. *Convergencia binocular*

Los dos capítulos siguientes abordan ampliamente los aspectos ópticogeométricos de la convergencia binocular, tanto su relación estrecha con la acomodación como los fundamentos acerca de la neutralización óptica con prismas de las anomalías binoculares.

6.1 Definiciones y relaciones

Para lo que sigue y relacionado con la fig. 6.1 es conveniente listar y definir los conceptos siguientes:

Línea base (lb): recta que une los centros de rotación (Q) de los dos ojos.

Distancia interpupilar (dip): distancia entre los centros de las pupilas de entrada (P) de los dos ojos en posición primaria.

Plano de fijación: plano que contiene los centros de rotación y el punto de fijación.

Plano medio: plano de simetría de la cabeza que pasa por el centro de la línea base.

Línea media: intersección del plano medio con el plano de fijación.

Convergencia binocular: ángulo C que forman los dos ejes visuales intersectados en el punto de fijación.

Convergencia simétrica: diremos que la convergencia es simétrica cuando el punto de fijación se encuentra en el plano medio.

Convergencia asimétrica: diremos que la convergencia es asimétrica cuando el punto de fijación se encuentra fuera del plano medio. (Recuérdese el tema anterior al respecto.)

Punto próximo de convergencia (pp): punto más cercano de la línea media en el que los ojos pueden converger sin que exista diplopía. En esta posición, los ojos realizan la máxima convergencia.

Punto remoto de convergencia (pr): punto de la línea media asociado a la mínima convergencia que deben realizar los ojos para que no exista diplopía. En el caso de un sujeto ortofórico, el punto remoto de convergencia está en el infinito y, por tanto, la convergencia mínima ejecutada es cero.

Amplitud de convergencia (Cm): diferencia entre la convergencia máxima, asociada al punto próximo de convergencia, y la convergencia mínima, asociada al punto remoto de convergencia.

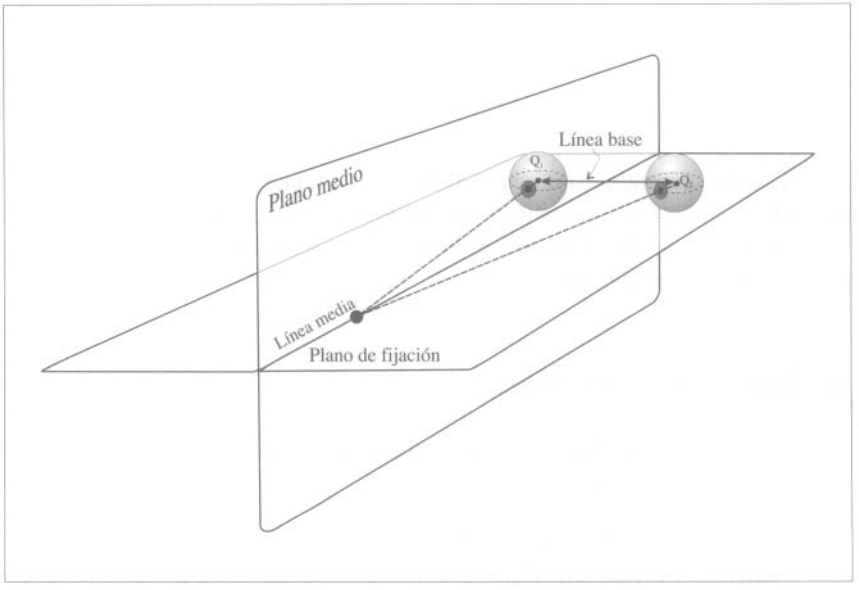


Fig. 6.1 Esquema en proyección de los dos ojos donde se muestran varios conceptos necesarios para el cálculo de la convergencia binocular.

6.1.1 *Relación entre la línea base y la distancia interpupilar*

Es evidente, a partir de las definiciones que hemos dado, que uno de los principales parámetros en el estudio de la convergencia es la posición de los centros de rotación de los ojos. Por desgracia, esta posición no es mensurable directamente (Rabbetts, 1998: 143), por lo que debemos hacer uso de otro parámetro, la *dip*, mucho más fácil de determinar, para poder obtenerla. La estrategia que usamos se apoya en la resolución del dilema siguiente: «Por simplicidad mecánica y geométrica, los centros de rotación deben permanecer inamovibles, lo cual implica que la línea base debe ser constante. Ahora bien, no la podemos determinar por problemas técnicos. Usemos, por tanto, otra variable intermedia

(la distancia interpupilar) mensurable más fácilmente. Ésta, sin embargo, depende del ángulo de convergencia, por lo que debemos usar un valor como ancla entre los múltiples valores reales de la distancia interpupilar. La elección más sencilla y lógica, que resuelve este dilema tanto para la visión binocular como para la óptica oftálmica y la optometría, es tomar la distancia interpupilar cuando los ojos están en posición primaria». Busquemos entonces cuál es la relación entre la línea base y la distancia interpupilar, es decir, el nexo que conecta los enfoques teórico y práctico del cálculo de la convergencia binocular.

Consideraremos en primer lugar el caso de un objeto que se encuentre en el infinito. En este supuesto, los dos ejes visuales, sobre los que se encuentran los centros de las pupilas de entrada, son paralelos, mientras que los ejes ópticos, sobre los que se encuentran los centros de rotación, tienen una ligera divergencia debido al ángulo α. Esta situación se ve reflejada en la fig. 6.2, de donde es evidente que la línea base es menor que la distancia interpupilar, es decir, $lb < dip$. Si el segmento $\overline{Q_1Q_2} = lb$, y el segmento $\overline{P_1P_2}$, nos queda de la figura que:

$$lb = dip - 2a \tag{6.1}$$

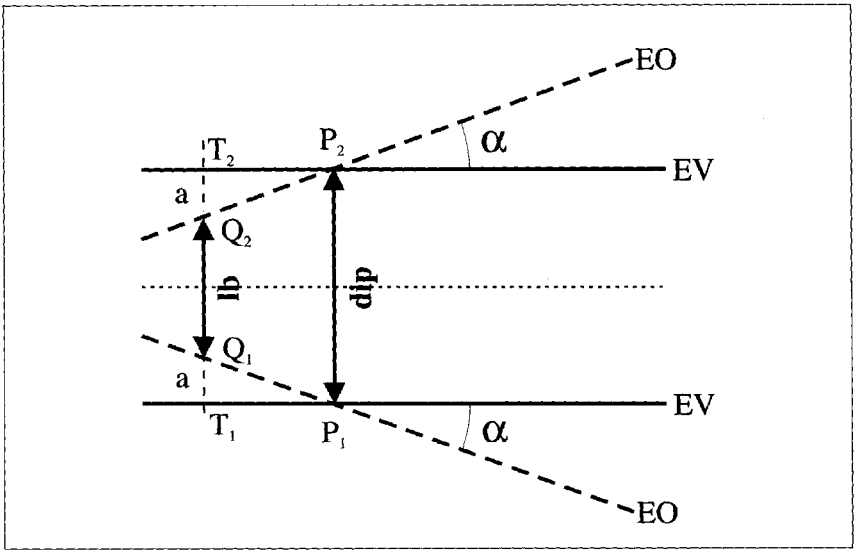


Fig. 6.2 Relación entre la línea base y la distancia interpupilar cuando se fija la mirada sobre un objeto lejano.

Como el valor a se puede obtener del triángulo $T_1P_1Q_1$, y como $a = \overline{P_1Q_1} \cdot \text{sen}\ \alpha$, siendo $\overline{P_1Q_1}$ la distancia entre el centro de rotación y el centro de la pupila de entrada, nos queda finalmente que:

$$lb = dip - 2(q - p)\,\mathrm{sen}\,\alpha \tag{6.2}$$

siendo $q = \overline{SQ} \approx 13.5$ mm, y $p = \overline{SP} \cong 3$ mm, las posiciones respectivas del centro de rotación y la pupila de entrada desde el vértice corneal S. Por tanto, en este caso, considerando como ejemplo $dip = 60$ mm y $\alpha = 5$ deg, nos queda que $lb = 58.170$ mm.

Ahora bien, la condiciones de visión no son en general de visión lejana, sino que estamos habitualmente ante situaciones de visión cercana. En este caso, los ejes visuales se cruzan sobre el punto de fijación (M), mientras que los ejes ópticos se cruzan por detrás de este punto. En estas condiciones, la relación es diferente, ya que es evidente a partir de la fig. 6.3 que, en este caso, la línea base es mayor que la distancia interpupilar, es decir, $lb > dip$. A diferencia del caso anterior, ahora tendremos inicialmente lo siguiente:

$$lb = dip + 2a \tag{6.3}$$

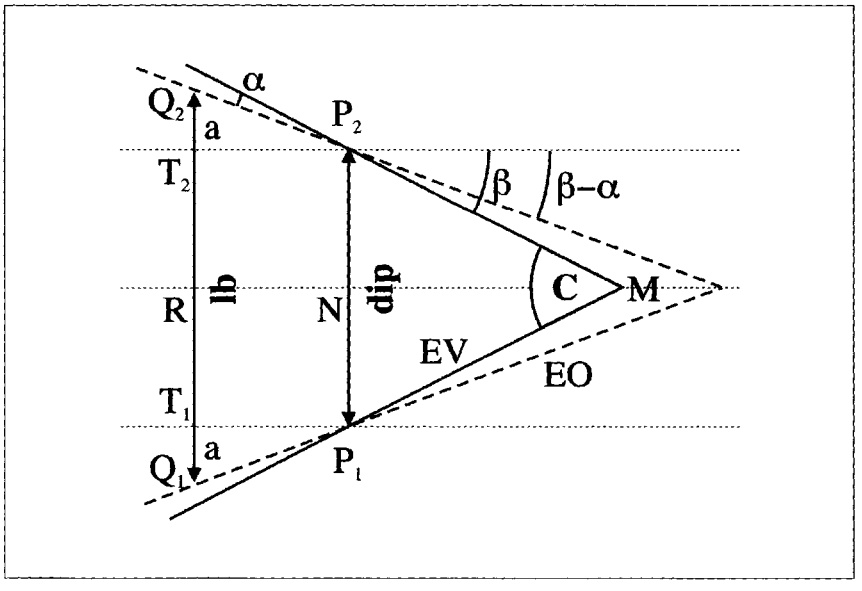


Fig. 6.3 Relación entre la línea base y la distancia interpupilar cuando se fija la mirada sobre un objeto cercano.

El valor a se puede obtener de nuevo del triángulo $T_1P_1Q_1$, pero con el matiz novedoso de que el ángulo de este triángulo es $\beta - \alpha$, siendo β la rotación monocular al punto de fijación M. Por tanto, tenemos que $a = P_1Q_1 \cdot \mathrm{sen}\,(\beta - \alpha)$. Consecuentemente, nos queda finalmente que:

$$lb = dip + 2(q - p)\,\text{sen}\,(\beta - \alpha) \tag{6.4}$$

Obsérvese que ésta es una expresión general para la longitud de la línea base y que incluye el caso particular de objeto lejano (ec. 6. 2) sin más que hacer $\beta = 0$ y recordando que sen $(-\alpha) = -$ sen α.

6.1.2 *Unidades métricas de la convergencia*

Dado un punto de fijación binocular, M, definimos el ángulo de convergencia, C, como el subtendido entre los dos ejes visuales intersectos en M. Este ángulo se expresa en grados [deg] o en radianes [rad]. Tal como vimos en el capítulo anterior, nos estamos refiriendo a una convergencia simétrica, por lo que $C = 2\beta$.

Sin embargo, por conveniencia y tradición, si el punto de fijación se encuentra sobre la línea media, la convergencia binocular se define como «la inversa de la distancia entre el punto de fijación M y el centro de la línea base R». Es decir:

$$C = \frac{1}{MR} \tag{6.5}$$

Esta expresión tiene dimensiones de [m^{-1}], al igual que las dioptrías, pero expresa una medida angular. La unidad utilizada es el *ángulo métrico* [am] y diremos que un sujeto realiza una convergencia de un ángulo métrico cuando su punto de fijación se encuentra a un metro del centro de la línea base. Así, si el punto de fijación se encuentra a 50 cm, la convergencia será de 2 am. Observemos que si bien numéricamente coincidiría con la distancia de 2 D, estamos interpretando dos magnitudes muy diferentes: una distancia y un ángulo.

Teniendo en cuenta la escala exagerada de las dos últimas figuras y la notación en vergencias que usada habitualmente en Óptica Geométrica y Óptica Fisiológica, podemos dar por correcta la aproximación siguiente:

$$C = \frac{1}{MR} \cong \frac{1}{MQ} = \frac{1}{MS + SQ} = \frac{1}{-x + q} = \frac{1}{-\frac{1}{X} + \frac{1}{Q}} = \frac{X \cdot Q}{X - Q} \quad [\text{am}] \tag{6.6}$$

donde X y Q, en dioptrías, son respectivamente la vergencia objeto y la vergencia asociada a la posición del centro de rotación ($q = \overline{SQ} \approx 13.5$ mm).

Sin embargo, también encontraremos en la práctica clínica una tercera unidad: la dioptría prismática (Δ). Ésta es una unidad que proviene de la desviación prismática (capítulo 7) y diremos que un ángulo subtiende 1 Δ cuando produce una desviación de 1cm a 1m de distancia:

$$1\,\Delta = \operatorname{arctg}\left(\frac{0.01}{1}\right) = 0.5729 \text{ deg} \tag{6.7}$$

A partir de esta definición, podemos extrapolar que 1 deg = 1.7454 Δ, y que 1 Δ = 0.01 rad, es decir, que una dioptría prismática es un centiradian.

Sin embargo, para hallar la equivalencia entre la definición de convergencia en dioptrías prismáticas (y en grados) y la definición clásica, en ángulos métricos, debemos atender de nuevo a la fig. 6.3. Si queremos hallar una relación entre el segmento MR y el ángulo β, debemos fijarnos en que

$$\operatorname{tg}\beta = \frac{\overline{P_1N}}{\overline{MN}} = \frac{\overline{P_1N}}{MR + RN} \tag{6.8}$$

Teniendo en cuenta que $\overline{P_1N} = dip/2$ y que $RN = P_1Q_1 \cdot \cos(\beta-\alpha)$, sustituyendo estas expresiones en la de arriba nos queda:

$$\operatorname{tg}\beta = \frac{\frac{dip}{2}}{\frac{1}{C[\text{am}]} - P_1Q_1 \cdot \cos(\beta-\alpha)} \tag{6.9}$$

en la que se ha sustituido también la definición de convergencia (ec. 6.5) en ángulos métricos.

Esta ecuación trigonométrica tiene una doble dependencia en β, lo que dificulta enormemente su cálculo. Por ello, vamos a intentar simplificar esta ecuación basándonos en los datos más comunes que usaremos para resolverla. Así, debemos fijarnos en que los dibujos mostrados en las anteriores figuras han sido exagerados por comodidad, ya que la distancia interpupilar suele ser muy pequeña comparada con la distancia al punto de fijación. Si consideramos un punto cercano, el de lectura, situado a 40 cm, la distancia MR es aproximadamente más de 10 veces más grande que la mitad de la *dip*, usada para calcular el ángulo β. Es decir, en condiciones normales, el ángulo β es de unos 4° o menor. Eso significa que, en la ecuación anterior podemos perfectamente sustituir la tg β por β (en radianes) y dado que α es de aproximadamente 5°, el cos(β-α) toma un valor de 0.999, es decir, que hacemos una correcta aproximación sustituyéndolo por la unidad. Con estas dos aproximaciones, la última ecuación queda:

$$\beta[\text{rad}] = \frac{dip}{2\left(\frac{1}{C[\text{am}]} - \overline{P_1Q_1}\right)} \tag{6.10}$$

Ahora bien, la distancia $\overline{P_1Q_1} \approx 10$ mm, mientras que la inversa de C [am] es la distancia al punto de fijación $\overline{MR}$, que en el caso del punto de lectura es de 400 mm, es decir, casi 40 veces mayor. Por lo tanto, parece razonable despreciar el término $\overline{P_1Q_1}$, con lo que nos queda finalmente:

$$2\beta[\text{rad}] = C[\text{rad}] = dip \cdot C[\text{am}] \tag{6.11}$$

Tomando que 1 Δ = 0.01 rad = 1 crad, tal como se hizo arriba, podemos reescribir esta ecuación al intercambiar rad por dioptrías prismáticas y metros por centímetros como:

$$C[\Delta] = dip[\text{cm}] \cdot C[\text{am}] \tag{6.12}$$

Por lo tanto, otra expresión alternativa de la convergencia binocular en radianes con la notación en vergencias es:

$$C = dip \frac{X \cdot Q}{X - Q} \tag{6.13}$$

en la que se obvian las unidades de las variables implicadas (C, *dip*, X y Q) para remarcar que todas ellas estarían en el sistema internacional: C en rad, *dip* en m, X y Q en dp o D).

Es importante observar que la utilización del ángulo métrico como unidad de convergencia es independiente del observador: cualquier observador que mire a una distancia de 50 cm realiza 2 am de convergencia. Sin embargo, debido a la dependencia con la *dip*, la convergencia en Δ variará para cada observador. Esta matización nos lleva a diferenciar el uso de las dos unidades. Cuando queremos definir el esfuerzo de convergencia de un sujeto, es más cómodo usar la dioptría prismática, que nos indicará directamente la convergencia real. Si por el contrario, queremos hacer un análisis general, es más cómodo hacer uso del ángulo métrico, que no depende del observador. Por ejemplo, con *dip* = 6 cm y q = 13.5 mm, tenemos que para x = –40 cm, C = 2.42 am = 14.51 Δ = 0.1451 rad = 8.3138 deg.

6.2 Relación C/A en un emétrope

Los mecanismos de convergencia y acomodación están estrechamente ligados ya desde su base fisiológica. Podemos comprobarlo con una pequeña experiencia: si observamos un punto situado enfrente justo de uno de los ojos, es evidente que el otro ojo variará su convergencia para poder tener una visión haplópica del objeto. ¿Qué pasará si ocluimos ese ojo? El resultado es que cuando

el ojo no ocluido se acomoda para enfocar el objeto, automáticamente se observa una convergencia en el ojo ocluido, lo que nos lleva a concluir que la acomodación induce convergencia. Este fenómeno ya fue descrito en el tema anterior como la experiencia de Müller (1826), y es una prueba irrefutable de que una de las componentes de la convergencia es la convergencia acomodativa o inducida por la acomodación.

Para estudiar mejor la sinergia o relación entre estos dos parámetros visuales, convergencia y acomodación, calculemos la relación matemática existente entre los dos en el caso de un sujeto emétrope.

Como primera variante de este cálculo, fijémonos de nuevo en la fig. 6.3. Si el sujeto es emétrope, cada ojo realizará una acomodación que vendrá dada, en dioptrías, por la expresión:

$$A \cong \frac{1}{P_1M} \tag{6.14}$$

Y una convergencia:

$$C = \frac{1}{MR} \tag{6.15}$$

Si suponemos que, en buena aproximación la distancia $\overline{Q_1M}$ es muy similar a la distancia $\overline{P_1M}$, podemos aplicar el principio de Pitágoras al triángulo formado por Q_1RM quedando:

$$(\overline{RM})^2 + (\overline{Q_1R})^2 = (\overline{Q_1M})^2 \tag{6.16}$$

Sustituyendo los valores de C y A nos queda:

$$\begin{aligned} &\left(\frac{1}{C}\right)^2 + (\overline{Q_1R})^2 = \left(\frac{1}{A}\right)^2 \\ &1 + C^2(\overline{Q_1R})^2 = \frac{C^2}{A^2} \\ &\text{como } lb = 2\overline{Q_1R} \Rightarrow \frac{C}{A} = \sqrt{1 + \frac{C^2 \cdot lb^2}{4}} \end{aligned} \tag{6.17}$$

lb es una distancia muy pequeña, al igual que C, por lo que $(C \cdot lb)^2 << 1$, por lo que podemos hacer uso del infinitésimo equivalente $(1+x)^{1/2} \approx 1-x^2$ por lo que:

$$\frac{C}{A} \cong 1 - \left(\frac{lb^2C^2}{4}\right)^2 \tag{6.18}$$

En general, si consideramos una distancia de fijación mayor de 50 cm, $C = 2$ am y $lb = 0.06$ m, es decir, el factor que resta en esta expresión es del orden de 10^{-4}, que se puede despreciar ante 1.

En ese caso, la relación *C/A* para un sujeto emétrope queda como:

$$\frac{C\,[\text{am}]}{A\,[D]} \cong 1 \tag{6.19}$$

Como segunda variante del cálculo anterior, y relativamente más corta, tenemos directamente que la acomodación de un sujeto emétrope $A = -X$, siendo X la vergencia objeto. Por otro lado, la convergencia C en am está expresada en función de la vergencia objeto X y la vergencia objeto asociada al punto de rotación Q (ec. 6.6). En condiciones normales, $Q >> X$ porque $Q \cong 70$ D, por lo que podemos realizar la aproximación siguiente sin pérdida de generalidad:

$$C = \frac{X \cdot Q}{X - Q} \cong \frac{X \cdot Q}{-Q} = -X \quad \Rightarrow \quad \frac{C}{A} \cong 1 \tag{6.20}$$

Por tanto, un sujeto emétrope al fijar en un punto realiza el mismo valor de convergencia en am que de acomodación en D. Si representamos gráficamente la dependencia entre C y A, obtenemos una recta que coincide con la bisectriz del cuadrante. Esta recta se denomina *línea de Donders* o de demanda (fig. 6.4).

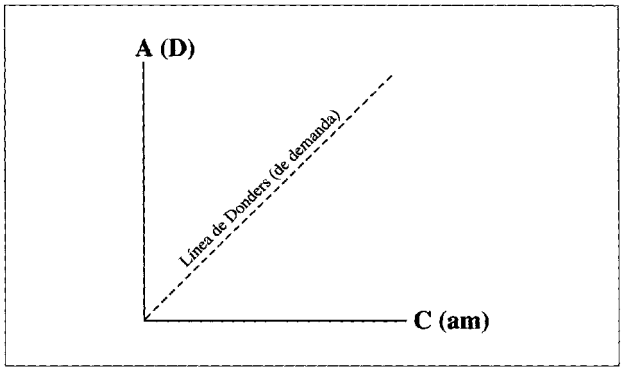


Fig. 6.4 Relación entre la convergencia y la acomodación en un sujeto emétrope.

6.2.1 *La línea de Donders para miopes e hipermétropes*

La línea de Donders o demanda de un sujeto amétrope es ligeramente diferente a la perteneciente a un sujeto emétrope. En principio, debemos considerar de partida que nos referimos a sujetos amétropes no compensados o neutralizados. Para estos casos, la acomodación es:

$$A_{sn} = R - X \tag{6.21}$$

haciendo referencia con el subíndice «sn» al amétrope sin-neutralizar, y siendo R la refracción o error refractivo del amétrope: $R < 0$ para miopes, $R = 0$ para emétropes, $R > 0$ para hipermétropes.

Como la acción de converger la mirada no está causada directamente por un estímulo de desenfoque o borrosidad, sino por otros mecanismos fisiológicos estimulados por la visión doble, el ángulo de convergencia C no depende del estado refractivo R del sujeto. Por tanto, podemos expresar directamente que:

$$C_0 = C_{sn} = \frac{X \cdot Q}{X - Q} \equiv \frac{X \cdot Q}{-Q} = -X \tag{6.22}$$

denotando con C_0 la convergencia del sujeto emétrope.

Si sustituimos la equivalencia en vergencias de la convergencia C_{sn} en la expresión de la acomodación A_{sn} (ec. 6.22), nos quedará la expresión siguiente:

$$A_{sn} = R + C_{sn} \tag{6.23}$$

que no es más que la expresión de una recta del tipo $y = h + m \cdot x$, donde $y \equiv A_{sn}$ es la variable dependiente del eje de ordenadas, $x \equiv C_{sn}$ es la variable independiente del eje de abscisas, $h \equiv R$ es la ordenada en el origen y $m \equiv 1$ es la pendiente de la recta (fig. 6.5).

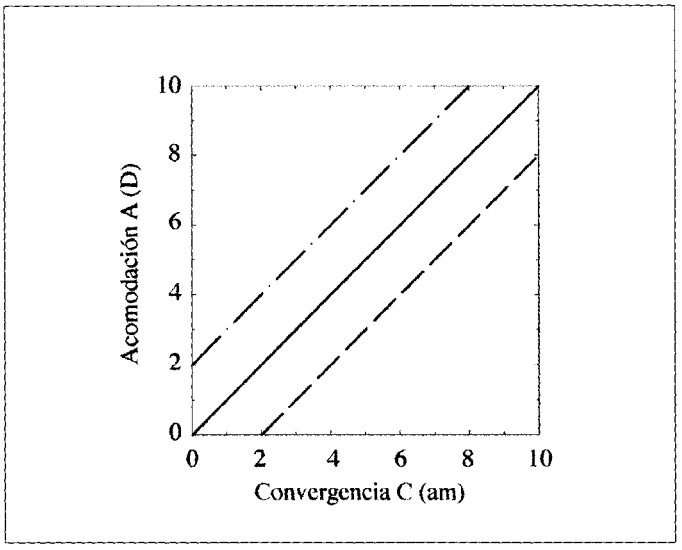


Fig. 6.5 Líneas de demanda (de Donders) para un sujeto emétrope (línea continua), un sujeto miope de R = -2 D (línea discontinua) y un sujeto hipermétrope de R = +2 D (línea discontinua y punteada).

Por tanto, tal como se muestra en la figura indicada, en el caso de sujetos miopes sin compensar, su línea de demanda se desplaza lateralmente hacia la derecha con la misma inclinación ($m \equiv 1$) que la línea de demanda de los sujetos emétropes. En el caso de sujetos hipermétropes, el desplazamiento lateral es hacia la izquierda manteniendo la misma inclinación ($m \equiv 1$) que la correspondiente a los sujetos emétropes. Consecuentemente, si el cociente o relación *C/A* en am/D es un parámetro de referencia para marcar el estado visual de un sujeto, es evidente, a tenor de lo comentado, que los amétropes sin compensar, sin colocarse sus lentes de prescripción óptica, están lejos de la región de equilibrio o línea de demanda del sujeto emétrope. Para los casos expuestos en la figura referida, y considerando una posición objeto $x = -25$ cm y $q = 13.5$ mm, los cocientes *C/A* mostrados en la tabla 6.1 indican que el miope converge más que acomoda, y que el hipermétrope acomoda más que converge, cuando el emétrope converge y acomoda aproximadamente lo mismo. Por lo tanto, estos datos ejemplificados indican que algún tipo de compensación óptica es necesario prescribir al miope y al hipermétrope para alcanzar el equilibrio o estado binocular del emétrope.

TABLA 6.1
Relaciones C/A de un emétrope (R = 0), un miope (R = -2 D) y un hipermétrope (R = +2 D) observando un objeto a 25 cm de ellos.

Emetropía		*Miopía no compensada*		*Hipermetropía no compensada*	
A_0 [D]	4.000	A_{sn} [D]	2.000	A_{sn} [D]	6.000
C_0 [am]	3.795	C_{sn} [am]	3.795	C_{sn} [am]	3.795
C_0/A_0 [am/D]	0.949	C_{sn}/A_{sn} [am/D]	1.898	C_{sn}/A_{sn} [am/D]	0.633

6.3. Zona de visión binocular nítida y haplópica

Si pensamos en la relación *C/A* en términos estrictos, eso significa que, cuando queremos tener un objeto claramente enfocado y sin visión doble, sólo cuando la relación *C/A* sea la unidad se cumplirán estas premisas. ¿Es esto correcto? ¿Hasta qué punto se mantiene este equilibrio? Hagamos la siguiente experiencia: siendo emétropes tomemos un objeto y utilicémoslo de punto de fijación a un metro de distancia. Evidentemente estamos realizando la misma acomodación (1D) y la misma convergencia (1 am). Repitamos ahora la fijación pero con unas lentes negativas de –1D. Es evidente que podemos seguir enfocando y seguir viendo nítidamente el objeto y sin diplopía, pero en esta situación la convergencia no ha variado, sin embargo la acomodación ha pasado de 1 a 2 D. La misma experiencia se puede hacer si en lugar de lentes colocamos prismas oftálmicos (ver tema siguiente) que hagan variar la convergencia. Esto significa que la relación *C/A* es flexible y, por lo tanto, alrededor del punto de fijación es posible mantener la nitidez y la haplopía.

En términos generales, considerando a un sujeto emétrope mientras observa un objeto T a x metros, la acomodación ejercida será A_0 y la convergencia C_0 (figs. 6.6 y 6.7). Si le anteponemos progresivamente lentes negativas ($P_f' < 0$), forzaremos al sujeto a sobreacomodar para mantener la visión nítida hasta que pierda la capacidad acomodativa y, entonces, verá borroso pero no doble. La penúltima lente negativa P_f' utilizada en la serie, aquella relacionada con el último momento en que el sujeto veía nítido sobreacomodando sin visión doble, estará asociada con la acomodación máxima $A_{máx}$ conseguida, la cual será relativa a la lente P_f' y a la distancia de fijación (por lo que nunca debe confundirse con la amplitud de acomodación *Am*, que está asociada con el punto próximo de acomodación). Siguiendo el esquema de la fig. 6.7, el punto Q marca la acomodación máxima $A_{máx}$ relativa a la distancia de fijación, por lo que el segmento $\overline{TQ}$ o la diferencia ($A_{máx} - A_0$) se denota como *amplitud relativa positiva de acomodación* ARA_+.

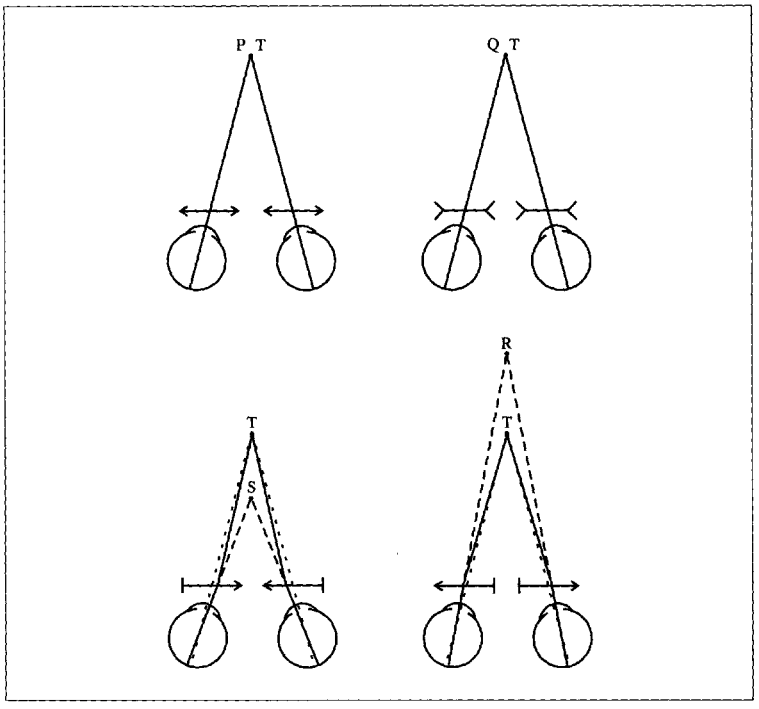


Fig. 6.6 Arriba: medida de la acomodación relativa con lentes esféricas: a la izquierda, con lentes positivas para obtener ARA_- ; a la derecha, con lentes negativas para obtener ARA_+. Abajo: medida de la convergencia relativa con prismas oftálmicos: a la izquierda, con prismas de base temporal para obtener (ARC_+); a la derecha, con prismas de base nasal para obtener (ARC_-).

Si hacemos lo mismo con lentes positivas ($P_f' > 0$), forzaremos al sujeto a infraacomodar para mantener la visión nítida hasta que pierda la capacidad acomodativa y, entonces, verá borroso pero no doble. La penúltima lente positiva P_f' utilizada en la serie, aquella relacionada con el último momento en que el sujeto veía nítido infraacomodando sin visión doble, estará asociada con la acomodación mínima $A_{mín}$ conseguida, la cual será relativa a la lente P_f' y a la distancia de fijación (por lo que a veces puede ser diferente de cero). Siguiendo el esquema de la fig. 6.7, el punto P marca la acomodación mínima $A_{mín}$ relativa a la distancia de fijación, por lo que el segmento $\overline{PT}$ o la diferencia $(A_0 - A_{mín})$ se denota como *amplitud relativa negativa de acomodación* ARA_-.

Al final, para esa distancia de fijación o punto de fijación T, la amplitud relativa de acomodación *ARA* se denota con la diferencia $(A_{máx} - A_{mín})$, que está asociada al segmento $\overline{PQ}$.

Para la obtención de los valores relativos de acomodación máxima y mínima en función de la lente utilizada P_f', es decir, los valores de acomodación asociados a los puntos Q y P de la fig. 6.7, es muy importante tener en cuenta que, cualquier

sujeto emétrope o amétrope observa con lentes antepuestas la imagen intermedia del objeto real. Si, además, tenemos en cuenta la distancia de vértice δ_V entre la lente (supuestamente delgada) y el vértice corneal, la acomodación final A_{final}, ejercida forzosamente por el sujeto para no ver borroso, será la siguiente:

$$A_{final} = R - X' = R - \frac{X_G'}{1 - \delta_V \cdot X_G'} \tag{6.24}$$

siendo X' la vergencia de la imagen intermedia desde el ojo, y X_G' desde la lente o montura de las gafas teniendo en cuenta la fórmula de efectividad entre el plano de la lente y el vértice corneal.

Como se verifica la ecuación de conjugación (de Gauss) en la lente, $X_G' = X_G + P_f'$ (desde planos principales), aplicando de nuevo la fórmula de efectividad y teniendo en cuenta que la acomodación inicial $A_{inicial}$ ejercida por el sujeto es $R - X$, nos queda:

$$A_{final} = R - \frac{X_G + P_f'}{1 - \delta_V \left(X_G + P_f'\right)} = R - \frac{\dfrac{X}{1 + \delta_V X} + P_f'}{1 - \delta_V \left(\dfrac{X}{1 + \delta_V X} + P_f'\right)} = \cdots =$$
$$= \frac{A_{inicial} - P_f'(1 + \delta_V X)(1 + \delta_V R)}{1 - \delta_V P_f'(1 + \delta_V X)} \tag{6.25}$$

Nótese que si la lente antepuesta se coloca pegada al ojo, como por ejemplo una lente de contacto, la distancia de vértice δ_V sería nula, por lo que nos quedaría de forma más simplificada que $A_{final} = A_{inicial} - P_f'$.

Siguiendo con una argumentación similar, si a nuestro observador le anteponemos progresivamente prismas oftálmicos (delgados) de potencia positiva ($P_\Delta > 0$), forzaremos al sujeto a sobreconverger para mantener la visión haplópica hasta que pierda esta capacidad y, entonces, verá doble pero no borroso (fig. 6.6). El penúltimo prisma positivo, o de base temporal (BT), P_Δ utilizado en la serie, aquel relacionado con el último momento en que el sujeto veía no doble sobreconvergiendo sin visión borrosa, estará asociado con la convergencia máxima $C_{máx}$ conseguida, la cual será relativa al prisma P_Δ y a la distancia de fijación. Siguiendo el esquema de la fig. 6.7, el punto S marca la convergencia $C_{máx}$ relativa a la distancia de fijación, por lo que el segmento $\overline{TS}$ o la diferencia $(C_{máx} - C_0)$ se denota como *amplitud relativa positiva de convergencia* ARC_+.

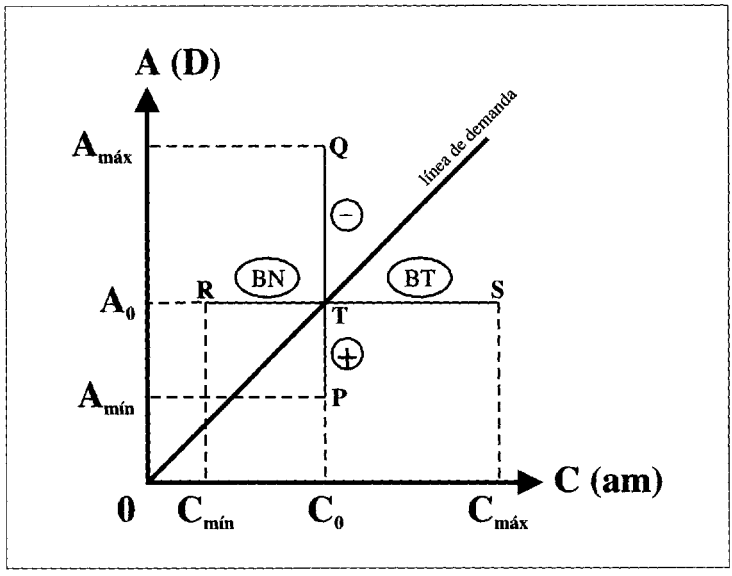


Fig. 6.7 Demarcación de las amplitudes relativas positivas y negativas de acomodación y convergencia de un sujeto emétrope para una distancia de fijación. Los segmentos $\overline{TQ}$ y $\overline{PT}$ se marcan con los signos negativo (–) y positivo (+) para hacer constar que se han utilizado lentes negativas y positivas, respectivamente, para obtener ARA_+ y ARA_-. De modo análogo, los segmentos $\overline{TS}$ y $\overline{RT}$ se marcan con los símbolos (BT) y (BN) para hacer constar que se han utilizado prismas oftálmicos de base temporal y nasal, respectivamente, para obtener ARC_+ y ARC_-.

Si hacemos lo mismo con prismas de potencia negativa ($P_\Delta < 0$), de base nasal (BN), forzaremos al sujeto a infraconverger o diverger para mantener la visión haplópica hasta que pierda esta capacidad y, entonces, verá doble pero no borroso (fig. 6.6). El penúltimo prisma negativo P_Δ utilizado en la serie, aquel relacionado con el último momento en que el sujeto veía no doble divergiendo sin visión borrosa, estará asociado con la convergencia mínima $C_{mín}$ conseguida, la cual será relativa al prisma P_Δ y a la distancia de fijación. Siguiendo el esquema de la fig. 6.7, el punto R marca la convergencia $C_{mín}$ relativa a la distancia de fijación, por lo que el segmento $\overline{RT}$ o la diferencia $(C_0 - C_{mín})$ se denota como *amplitud relativa negativa de convergencia* ARC_-.

Para la obtención de los valores relativos de convergencia máxima y mínima en función del prisma utilizado P_Δ, es decir, los valores de convergencia asociados a los puntos R y S de la fig. 6.7, es muy importante tener en cuenta que cualquier sujeto observa con prismas antepuestos el objeto real desplazado como imagen intermedia, con el mismo tamaño y forma. Este desplazamiento o esta desviación angular no es más que el valor de la potencia del prisma, como veremos en el capítulo siguiente. Por tanto, como se antepone en cada ojo el

mismo prisma, la convergencia final C_{final} ejercida forzosamente por el sujeto para no ver doble será la siguiente:

$$C_{final} = C_{inicial} + 2P_{\Delta} \tag{6.26}$$

Al final, para esa distancia de fijación o punto de fijación T, la amplitud relativa de convergencia *ARC* se denota con la diferencia ($C_{máx} - C_{mín}$), que está asociada al segmento $\overline{RS}$. Así, para el punto de fijación T, de coordenadas (C_0, A_0), tendríamos una forma «en cruz» cuyos brazos, en general no simétricos, corresponderían a los valores ARC_-, ARC_+, ARA_- y ARA_+.

De hecho, si repitiéramos esta experiencia de búsqueda de los valores positivos y negativos *ARA* y *ARC* para diferentes puntos del espacio se obtendría una zona, envolvente de los «brazos» *ARA* y *ARC*, que denominaremos *zona de visión binocular nítida y haplópica* (ZVBNH), que, en el caso de sujetos emétropes, estará alrededor de la línea de Donders $C = A$ (fig. 6.8). Cualquier modificación de esta zona supone, por tanto, una anomalía de la función binocular, por lo que la determinación de este parámetro visual es fundamental.

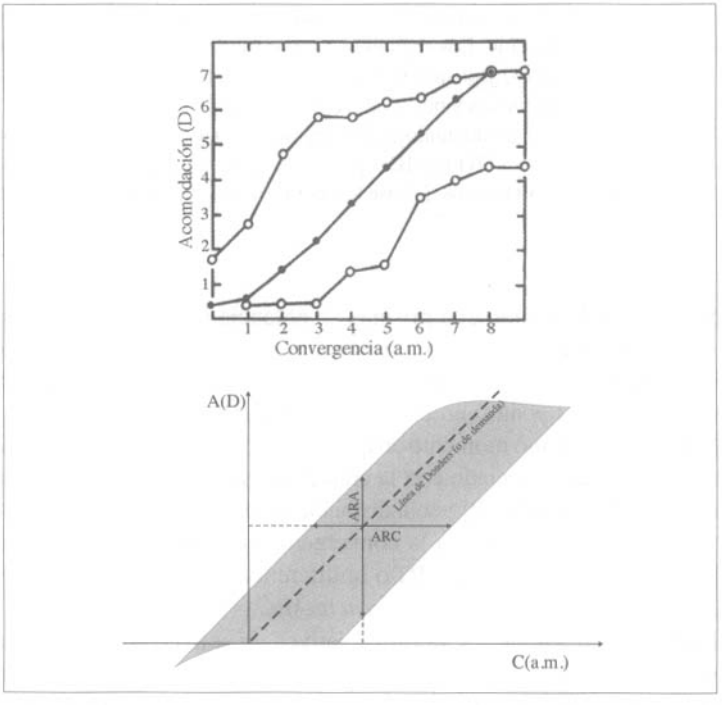


Fig. 6.8 Arriba: representación experimental de la zona de visión binocular nítida y haplópica de un sujeto emétrope (Rabbetts, 1998: 164). Abajo: representación idealizada de una zona de visión binocular nítida y haplópica para un sujeto emétrope marcándose las amplitudes relativas de acomodación *ARA* y de convergencia *ARC* para una distancia de fijación.

6.3.1 *Relación ACA*

Aunque la información que proporciona la ZVBNH es muy útil para el diagnóstico de problemas binoculares, no es usada, sin embargo, en la práctica clínica. Esto es debido, fundamentalmente, a que su determinación es muy laboriosa y compleja, lo que le resta utilidad clínica. En su lugar, se buscan métodos alternativos que permitan estudiar indirectamente esta zona sin necesidad de determinarla completamente.

El método más común en la práctica optométrica es la determinación de la *relación AC/A* o convergencia acomodativa/acomodación. Este factor se define como la inversa de *la línea de puntos pasivos*. Esta línea, conocida comunmente como *línea de forias*, se determina como los puntos donde realmente un observador está convergiendo cuando mira a puntos situados sobre la línea de Donders. Si el sujeto es ortofórico, es decir, sin problemas de heteroforias, cuando mira a un punto situado a una determinada distancia a la que realiza una acomodación de x D, precisará una convergencia de x am Ahora bien, si padece de alguna heteroforia, cuando le pidamos que realice x D, su convergencia será diferente. Podemos determinar la línea de forias sin más que determinar la convergencia y acomodación que realiza un sujeto cuando mira al infinito (C_0, A_0) y después determinar los mismos valores en un punto próximo (C_1, A_1). Con estos dos puntos es posible dibujar la línea de forias y calcular su pendiente, la relación AC/A, que vendrá dada por la expresión:

$$AC/A = \frac{C_1 - C_0}{A_1 - A_0} \tag{6.27}$$

Veamos cómo determinar esta expresión. Supongamos un sujeto heterofórico que, por sus características, tiene una exoforia de lejos de $FL\ \Delta$ y una endoforia de cerca de $FC\ \Delta$. Cuando le pidamos que realice una convergencia $C_{\text{REQUERIDA}}$ al test de fijación T_1, deberá realizar un esfuerzo acomodativo que va desde la posición inicial en «L» a la final en «C» (fig. 6.9). Tomando como puntos de referencia el punto del infinito x_0 y el punto cercano x_1, calculamos la relación *AC/A* como sigue. En el primer punto, la convergencia será $C_0 = FL\ \Delta$, siendo el valor *FL* negativo por el convenio de signos ya explicado (§ Tema 5), y la acomodación A_0 D. En el segundo punto, la convergencia realizada es $C_1 = C_{\text{REQUERIDA}} + FC\ \Delta$, siendo el valor *FC* positivo por el convenio de signos ya explicado, y la acomodación A_1 D. Por tanto, aplicando la última ecuación nos queda que la relación *AC/A* es:

$$AC/A = \frac{C_{REQUERIDA} + FC - FL}{\Delta A} \begin{bmatrix} \Delta \\ D \end{bmatrix} \tag{6.28}$$

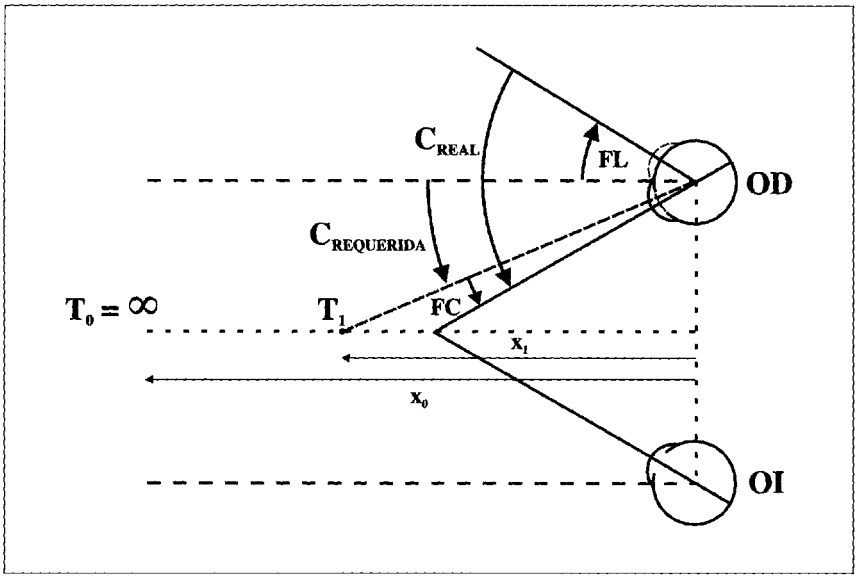


Fig. 6.9 Determinación de la relación *AC/A* de un sujeto con exoforia de lejos (*FL* Δ) y endoforia de cerca (*FC* Δ) entre dos distancias de fijación: x_0 en visión lejana, y x_1 en visión cercana.

Ahora bien, al ser $FL < 0$, es evidente que el numerador de esta expresión (ec. 6.28) se corresponde con todo el esfuerzo de convergencia que realiza el sujeto. Es decir, la relación *AC/A* nos liga el esfuerzo de convergencia real C_{REAL} del sujeto para una acomodación dada. Este valor, recordemos, es también la inversa de la pendiente de la línea de forias, por lo que a partir de la determinación de la relación *AC/A* es posible determinar esta línea. Si la línea de forias es muy diferente a la de Donders (del emétrope), podremos hablar de problema binocular. Generalmente, se suele tolerar que la línea de Donders se encuentre en los alrededores de la de forias. El margen de tolerancia exacto viene dado por la ZVBNH. En la práctica, se observa que no suele haber problemas binoculares siempre y cuando la línea de Donders recaiga en la zona central de la ZVBNH. Esta zona fue delimitada por Percival como un tercio central de la ZVBNH, denominándola *zona de confort visual*. Cuando la línea de Donders esté fuera de la zona de confort visual, aparecerán los problemas binoculares. Un ejemplo de zona problemática lo podemos ver en la fig. 6.10, donde se muestra el caso de un sujeto con exoforia sintomática, es decir, para cualquier distancia de fijación excepto infinito ($C < 0$ y $L = 0$ siguiendo la argumentación del caso anterior). En este caso, la línea de Donders se encuentra fuera de la zona de confort visual, por lo que se han de esperar problemas de visión binocular debido a esta exoforia.

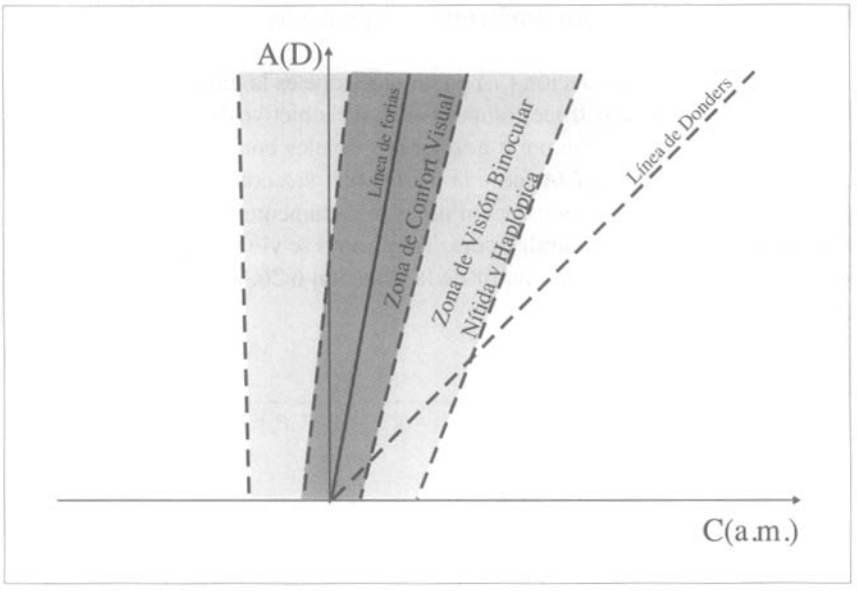


Fig. 6.10 Zona de visión binocular nítida y haplópica en un sujeto exofórico sintomático marcando también la línea de forias y la zona de confort visual.

Otro método alternativo para la obtención del valor *AC/A* es el denominado *gradiente AC/A*. La estrategia de medida, a diferencia del método anterior, es dejar constante la distancia de fijación. De esta forma, la vergencia puede alterarse mediante lentes pero la fijación permanece constante, con lo que la convergencia proximal o psíquica no varía. Por lo tanto, este método es particularmente adecuado en la práctica clínica cuando la prescripción óptica debe cambiarse para una distancia determinada (Rabbetts, 1998: 163; Tunnacliffe, 1997: 536). Una vez medida la heteroforia horizontal a esa distancia con la prescripción óptica puesta, si fuera necesario, se anteponen un par de lentes positivas de + 1 D en ambos ojos y se procede de nuevo a medir la heteroforia horizontal en estas nuevas condiciones. De esta forma, se está relajando la acomodación en una dioptría respecto a la realizada en la medida previa. Si denotamos con $F_{sl}\,\Delta$ a la foria sin las lentes de +1 D (aunque esto suponga que el sujeto lleva su prescripción óptica), y con $F_{cl}\,\Delta$ a la foria con las lentes de + 1D, el valor *AC/A* denotado con este método como gradiente *AC/A* es:

$$AC/A = -(F_{cl} - F_{sl}) \tag{6.29}$$

Si la distancia de fijación elegida es superior a 5 m, es decir, considerada infinito, se intercambian las lentes positivas por unas negativas de –1 D para evitar la visión borrosa del test. Ahora, en este caso, se aumenta la acomodación en 1 dioptría, por lo que el valor *AC/A* es el opuesto (en signo) al anterior, obtenido con las lentes de +1 D.

6.4 Relación C/A en un amétrope compensado

Ahora bien, si la relación *C/A* en un emétrope es la unidad, ¿qué pasa con la relación *C/A* en un amétrope compensado? Si el objetivo de una compensación es que un amétrope se comporte a todos los niveles como un emétrope, sería deseable que su relación *C/A* fuese la unidad una vez compensado. Sin embargo, ya sabemos que su acomodación no es estrictamente la misma y que se ve modificada por la lente neutralizadora. Tal y como se vio en Óptica Fisiológica, y como se puede demostrar a partir de la ecuación 6.26, la acomodación de un amétrope compensado es:

$$A_n = \frac{X(1+\delta_V R)^2}{\delta_V{}^2 XR - 1} = \frac{-X_G}{(1-\delta_V X_G)(1-\delta_V P_n)^2} \qquad (6.30)$$

$$\text{con} \quad P_n = \frac{R}{1+\delta_V R} \text{ lente compensadora}$$

donde marcamos con un subíndice «n» la acomodación del amétrope compensado y la potencia de la lente que lo neutraliza o compensa, y así dejamos el termino general P_f' para la potencia de cualquier tipo de lente.

Veamos qué pasa con la convergencia. Para ello, partiendo de la fig. 6.11, calcularemos la rotación monocular con una lente esférica cualquiera descentrada del eje de fijación, ya sea un descentramiento lateral o vertical. El tratamiento con lentes esferocilíndricas o astigmáticas (Fannin & Grosvenor,1996; Rabbetts, 1998: 242) está fuera de los objetivos de esta monografía y pertenece, más bien, al dominio de la Óptica Oftálmica. En el caso esquematizado tenemos una lente negativa ($P_f' < 0$) descentrada hacia abajo, lo cual significa que siguiendo el convenio de signos (positivo: hacia el lado temporal y arriba; negativo: hacia el lado nasal y abajo) el descentramiento es negativo. Al igual que antes, el objeto que verdaderamente verá el ojo será la imagen intermedia T' que le proporciona del objeto real T la lente; el objeto está desplazado del eje de fijación un valor *y*. Por tanto, la rotación monocular θ con la lente descentrada irá asociada al punto T', y no al punto T. Aplicando conocimientos básicos de trigonometría, tenemos en principio que:

$$\text{tg}\,\theta = \frac{\overline{M'T'}}{\overline{M'CR}} = \frac{\overline{M'B'} + \overline{B'T'}}{\overline{M'L} + \overline{LCR}} = \frac{-c + h'}{-x_G' + q_G} \qquad (6.31)$$

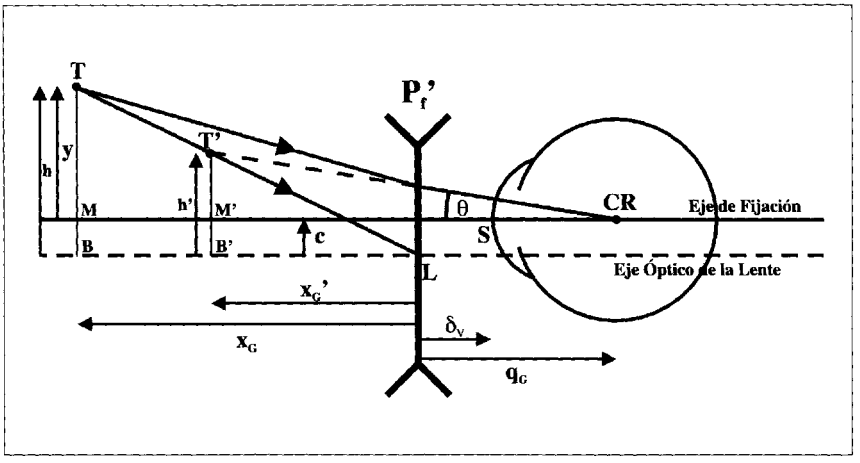


Fig. 6.11 Rotación monocular de un sujeto con una lente esférica descentrada.

Utilizando la expresión del aumento lateral y la ecuación de Gauss asociada a la lente, disponemos de las expresiones siguientes:

$$h' = h \frac{X_G}{X_G + P_f'} \quad ; \quad h = y + c \quad ; \quad X_G' = X_G + P_f' \tag{6.32}$$

Si las sustituimos arriba, pasamos las distancias a vergencias, y tenemos en cuenta que tg θ ≅ θ cuando θ se expresa en radianes, nos queda lo siguiente:

$$\theta = \frac{-c + (y+c)\dfrac{X_G}{X_G + P_f'}}{-\dfrac{1}{X_G + P_f'} + \dfrac{1}{Q_G}} = \frac{Q_G\left(yX_G - cP_f'\right)}{X_G + P_f' - Q_G} \tag{6.33}$$

A partir de esta expresión, totalmente general, podemos deducir varias expresiones nuevas y otras ya conocidas:

1. Convergencia simétrica sin lentes: $y = dip/2$, $P_f' = 0$, $\delta_V = 0$

$$C_{sn} = C_0 = 2\theta = dip \frac{XQ}{X - Q} \tag{6.34}$$

2. Convergencia simétrica con lentes descentradas: $y = dip/2$

$$C = 2\theta = \frac{Q_G\left(dipX_G - 2cP_f'\right)}{X_G + P_f' - Q_G} \tag{6.35}$$

3. Convergencia simétrica con lentes compensadoras descentradas: $y = dip/2$, $P_f' = P_n$

$$C_n = 2\theta = \frac{Q_G\left[\left(1+\delta_V R\right) dip\, X_G - 2cR\right]}{R+\left(1+\delta_V R\right)\left(X_G - Q_G\right)} \tag{6.36}$$

4. Rotación ocular vertical con lente centrada: $c = 0$

$$\theta = \frac{Q_G y X_G}{X_G + P_f' - Q_G} \tag{6.37}$$

Suponiendo dip = 6.4 cm, q = 13.5 mm y x = –25 cm, podemos hacer varias simulaciones numéricas de los casos anteriores. En el primer caso, para cualquier sujeto amétrope sin neutralizar, tenemos C_{sn} = 3.795 am = 0.2429 rad = 24.29 Δ = 13° 54' 58". Respecto al segundo caso, sujeto amétrope sin neutralizar con lentes descentradas, si fijamos la potencia de la lente podemos dejar libre el descentramiento c para ver su efecto sobre la convergencia (tabla 6.2). Así, comparando los resultados numéricos de esta tabla con los del primer caso, se ve claramente que las lentes positivas centradas aumentan ligeramente la convergencia, mientras que las lentes negativas la reducen ligeramente. Sin embargo, se puede apreciar también que descentramientos positivos ($c > 0$) con lentes positivas ($P_f' > 0$), y descentramientos negativos ($c < 0$) con lentes negativas ($P_f' < 0$) provocan un aumento significativo de la convergencia binocular ($\Delta C > 0$). En cambio, descentramientos positivos ($c > 0$) con lentes negativas ($P_f' < 0$), y descentramientos negativos ($c < 0$) con lentes positivas ($P_f' > 0$) provocan un descenso significativo de la convergencia binocular ($\Delta C < 0$).

TABLA 6.2

Simulación numérica de la convergencia simétrica de un sujeto, con dip = 6.4 cm y q = 13.5 mm, que observa un objeto en la línea media a 25 cm de él con varios casos posibles de descentramientos de lentes situadas a 12 mm de su vértice corneal. Se incluye también en la última columna la variación porcentual de la convergencia binocular en estos casos con respecto a la convergencia que resultaría sin ningún tipo de lente con las mismas condiciones de contorno.

c (cm)	P_f' (D)	δ_V (mm)	C (Δ)	$\Delta C/C_{sn}$ (%)
0	+2.5	12	25.77	+6.09
+1	+2.5	12	30.56	+25.81
-1	+2.5	12	20.98	-13.63
0	-2.5	12	22.97	-5.43
+1	-2.5	12	18.70	-23.01
-1	-2.5	12	27.24	+12.14

Respecto al tercer caso, amétropes neutralizados con lentes descentradas, los resultados numéricos son similares a los obtenidos anteriormente. Sin embargo, se aprecia además que a mayor potencia con el mismo descentramiento, la variación de convergencia es más acusada.

TABLA 6.3

Simulación numérica de la convergencia simétrica de amétropes compensados, un hipermétrope de +5 D y un miope de -5 D, ambos con dip = 6.4 cm y q = 13.5 mm, que observan un objeto en la línea media a 25 cm de ellos con varios casos de descentramiento de sus lentes neutralizadoras situadas a 12 mm de sus vértices corneales. Se incluye también en la última columna la variación porcentual de la convergencia binocular en estos casos con respecto a la convergencia que resultaría sin ningún tipo de lente con las mismas condiciones de contorno.

c (cm)	R (D)	δ_V (mm)	C_n (Δ)	$\Delta C/C_{sn}$ (%)
0	+5	12	27.25	+12.19
+1	+5	12	36.81	+51.54
-1	+5	12	17.69	-27.17
0	-5	12	21.64	-10.91
+1	-5	12	13.08	-46.15
-1	-5	12	30.20	+24.33

En el cuarto caso simulado, rotación monocular vertical con lente centrada, los resultados numéricos son diferentes a los anteriores ya que la contribución del descentramiento de la lente ($c \cdot P_f'$) en el numerador es nula. Si $\theta = \pm 43.49$

deg es la rotación monocular vertical a un objeto con $y = \pm 25$ cm situado a $x = -25$ cm, los resultados de la tabla siguiente muestran que, a grandes rasgos, el efecto de las lentes descentradas verticalmente es mucho menor que en la convergencia lateral.

TABLA 6.4

Simulación numérica de la rotación monocular vertical de un sujeto, con dip = 6.4 cm y q = 13.5 mm, que observa dos objetos, con y = ±20 cm, situado a x = –25 cm de él con varios casos de descentramiento de lentes situadas a 12 mm de su vértice corneal. Se incluye también en la última columna la variación porcentual del giro en estos casos con respecto al giro que resultaría sin ningún tipo de lente con las mismas condiciones de contorno.

	c (cm)	P_f' (D)	δ_V (mm)	θ (deg)	Δθ/θ (%)
y = +20 cm	0	+2.5	12	46.25	+6,11
	+1	+2.5	12	47.52	+9.27
	–1	+2.5	12	44.77	+2.95
	0	–2.5	12	41.12	–5.44
	+1	–2.5	12	39.90	–8.26
	–1	–2.5	12	42.34	–2.63

	c (cm)	P_f' (D)	δ_V (mm)	θ (deg)	Δθ/θ (%)
y = –20 cm	0	+2.5	12	–46.15	+6.11
	+1	+2.5	12	–47.52	+9.27
	–1	+2.5	12	–44.77	+2.95
	0	–2.5	12	–41.12	–5.44
	+1	–2.5	12	–39.90	–8.26
	–1	–2.5	12	–42.34	–2.63

Tras este análisis sobre el efecto de las lentes sobre la convergencia, ya estamos en disposición de afrontar el cálculo de la relación C/A en un amétrope compensado y comprobar si este cociente, en am/D, se acerca a la unidad. En principio, consideraremos siempre que la lente compensadora P_n está centrada ($c = 0$), lo cual simplificará bastante las expresiones que vendrán. Si cogemos directamente las expresiones que tenemos de A_n (ec. 6.30) y C_n (ec. 6.36), nos queda que:

$$\frac{C_n}{A_n} = \frac{dipQ_G X_G}{X_G + P_n - Q_G} \cdot \frac{(1-\delta_V X_G)(1-\delta_V P_n)^2}{-X_G} = \frac{dipQ_G(1-\delta_V X_G)(1-\delta_V P_n)^2}{Q_G - X_G - P_n} \quad (6.38)$$

Desde luego, no parece que esta relación vaya a estar próxima a la unidad, como en el emétrope. Si esta diferencia es muy grande, implicaría que toda compensación visual rompe la relación entre convergencia y acomodación, impidiendo la correcta función binocular. A priori, esta afirmación parece exagerada, ya que la práctica optométrica diaria nos dice que las personas compensadas tienen correctas funciones visuales. Por tanto, quizás la complejidad matemática de la última expresión puede que no sea tan grande en condiciones reales. Por ello, podemos plantearnos si es posible realizar aproximaciones sobre la ecuación anterior. Por ejemplo, estamos trabajando con términos que suelen tener constantes pequeñas como δ_V o $q_G = 1/Q_G$; vamos a intentar llevar a cabo una serie de aproximaciones por separado en la acomodación A_n y en la convergencia C_n. Utilizando la aproximación del binomio $(1 \pm \varepsilon)^{-n} \xrightarrow{\varepsilon \to 0} (1 \mp n\varepsilon)$, y despreciando términos de segundo orden, δ_V ó $1/Q_G$, nos quedaría:

$$A_n = \frac{-X_G}{(1-\delta_V X_G)(1-\delta_V P_n)^2} \cong -X_G\left[1+\delta_V(X_G+2P_n)\right]$$

$$C_n = \frac{-dipX_G}{1-\dfrac{X_G+P_n}{Q_G}} \cong -dipX_G\left[1+\frac{1}{Q_G}(X_G+P_n)\right] \tag{6.39}$$

Si dividimos ahora para obtener de nuevo C_n/A_n nos queda:

$$\frac{C_n}{A_n} = dip\,\frac{1+\dfrac{1}{Q_G}(X_G+P_n)}{1+\delta_V(X_G+2P_n)} \tag{6.40}$$

Aplicando de nuevo la aproximación del binomio, nos queda ahora una vez desarrollados todos los términos:

$$\begin{aligned}\frac{C_n}{A_n} &\cong dip\left[1+\frac{1}{Q_G}(X_G+P_n)\right]\left[1-\delta_V(X_G+2P_n)\right]= \\ &= dip\left[1+\frac{1}{Q_G}(X_G+P_n)-\delta_V(X_G+2P_n)-\frac{\delta_V}{Q_G}(X_G+P_n)(X_G+2P_n)\right]\end{aligned} \tag{6.41}$$

Como $\delta_V \cong$ 12e–3 m y $q_G = 1/Q_G \cong$ 25.5e–3 m, el término que δ_V/Q_G es del orden de 1e–6 m por lo que se puede despreciar respecto de los otros. En estas condiciones y reagrupando los términos que quedan de otra forma nos queda:

$$\frac{C_n}{A_n} = dip\left[1 + X_G\left(\frac{1}{Q_G} - \delta_V\right) + P_n\left(\frac{1}{Q_G} - 2\delta_V\right)\right] \tag{6.42}$$

Finalmente, teniendo en cuenta los valores típicos de δ_V y $q_G \cong 1/Q_G$, los términos entre paréntesis de la ecuación de arriba se aproximan bastante bien a los resultados siguientes: $(1/Q_G - \delta_V) \rightarrow \delta_V$ y $(1/Q_G - 2\delta_V) \rightarrow 0$. Por lo tanto, descartando la distancia interpupilar (ec. 6.12) para que el cociente nos quede con unidades am/D, la expresión final de la relación *C/A* en un amétrope compensado queda reducida a:

$$\frac{C_n}{A_n} \cong 1 + \delta_V X_G \quad \left[\frac{am}{D}\right] \tag{6.43}$$

Es decir, la relación *C/A* en un amétrope compensado depende poco de P_n, siendo más importante la distancia del objeto a la lente (x_G). Si el objeto se encuentra alejado ($|X_G| < 1$ D), al multiplicar por δ_V, el valor de la relación *C/A* está muy próximo a la unidad, por lo que podemos afirmar que, en estas condiciones:

$$\frac{C_0}{A_0} \cong \frac{C_n}{A_n} \tag{6.44}$$

Las consecuencias de esta igualdad, $(C/A)_{\text{emétrope}} \cong (C/A)_{\text{amétrope compensado}}$, son muy importantes, ya que eso significa que, a los efectos de la visión binocular, un amétrope compensado se comporta igual que un emétrope y, por lo tanto, la compensación debe dejar inalterados todos los aspectos de la visión binocular, como por ejemplo, la zona de visión nítida y haplópica. A efectos gráficos, recordando la línea de demanda de los amétropes sin neutralizar (fig. 6.5), es como si la lente neutralizadora P_n desplazara el centro de la ZVBNH de estos sujetos sobre la línea de demanda de un emétrope.

6.5 Relación C/A en un présbita

En el apartado anterior se ha demostrado que las variaciones de convergencia y acomodación en un amétrope se compensan de tal manera que, al final, su cociente es el mismo que el de un emétrope, pese a que por separado su comportamiento es diferente. Sin embargo, en el caso de un présbita, al usar una lente positiva, denotada como adición (*Ad*), la zona de visión nítida con esta lente es más reducida, por lo que las distancias implicadas, al ser ahora cortas ($|X_G| > 1$ D) y teniendo en cuenta que se debe partir de las ecuaciones 6.25 (*Ad* por P_f') y 6.35 ($c = 0$), alejan el cociente *C/A* de la unidad. Como el valor de acomodación puede llegar a ser cero cuando ha perdido totalmente su amplitud de acomodación, la

utilización de la adición (*Ad*) supondría romper la relación *C/A*, ya que tomaría un valor de infinito. En estos casos, se debe buscar un montaje especial de las lentes que evite que la convergencia varíe por el uso de la compensación. Lógicamente, esto sólo es posible si las lentes se colocan en posición tal que el eje óptico de la lente se alinee con el eje visual del ojo. Esto implica girar ésta un ángulo igual al de convergencia, tal y como se ve en la fig. 6.12, lo que implica que las adiciones son montadas para ser usadas a una distancia fija (convencionalmente, distancia de trabajo d_T). Al hacer esto, la variación del cociente *C/A* en el resto de la zona de visión nítida con la *Ad* no será tan acusada.

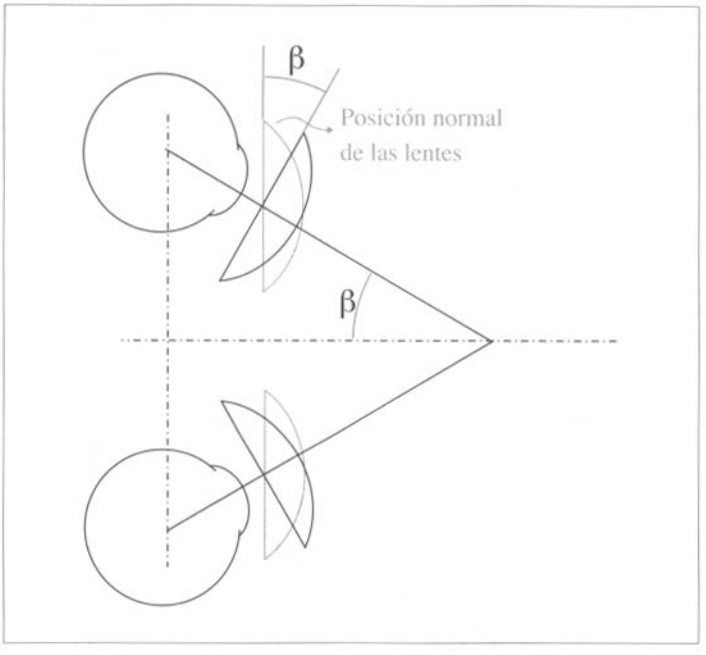


Fig. 6.12 Posición de las lentes en un présbita.

6.6 Convergencia inducida por la acomodación y acomodación inducida por la convergencia

Como hemos visto a lo largo de este tema, un cambio de demanda acomodativa produce una variación de la convergencia (recuérdese la experiencia de Müller del tema anterior). Es lo que hemos denotado ya como convergencia inducida por la acomodación (*AC*, de *accommodative convergence*), cuyo uso clínico tiene que ver con la relación *AC/A*. Ahora bien, dado que insistimos en que existe una sinergia convergencia-acomodación, es lógico suponer que, de algún modo, un cambio de la convergencia pueda alterar la acomodación. Pues bien, tal efecto se produce, y a esta acomodación inducida por la convergencia

digitalia
www.digitalia.us

se la denota como *CA* (*convergence-induced accommodation*). Este efecto fue probado experimentalmente por los investigadores Fincham y Walton en 1957. Véamos entonces cómo lo hicieron (Rabbetts, 1998: 163).

Para que cualquier valor de la acomodación pueda ser inducido por la convergencia, los mecanismos normales de la acomodación deben ser eliminados. Para ello se usan pupilas artificiales de 0.5 mm de diámetro, de forma que se reduce bastante el diámetro del círculo de desenfoque en la retina, lo que repercute directamente en un gran aumento de la profundidad de campo. Como consecuencia, el ojo no se esfuerza casi nada en enfocar cualquier objeto. Si, por otra parte, colocamos dos objetos similares sobre cada ojo utilizando un instrumento óptico para medir la convergencia (sinoptóforo), podemos utilizar la variación de las posiciones relativas de los dos objetos para controlar la convergencia que ejercen los ojos. En tales condiciones, usando finalmente un optómetro objetivo para medir la acomodación del sujeto, se puede averiguar qué cantidad de acomodación *CA* se ha ejercido con una cierta cantidad de convergencia *C*. Los resultados gráficos de Fincham y Walton (fig. 6.13) muestran claramente que el cociente $CA/C < 1$ en D/am, cuando el cociente A/AC (la inversa AC/A) > 1 en D/am.

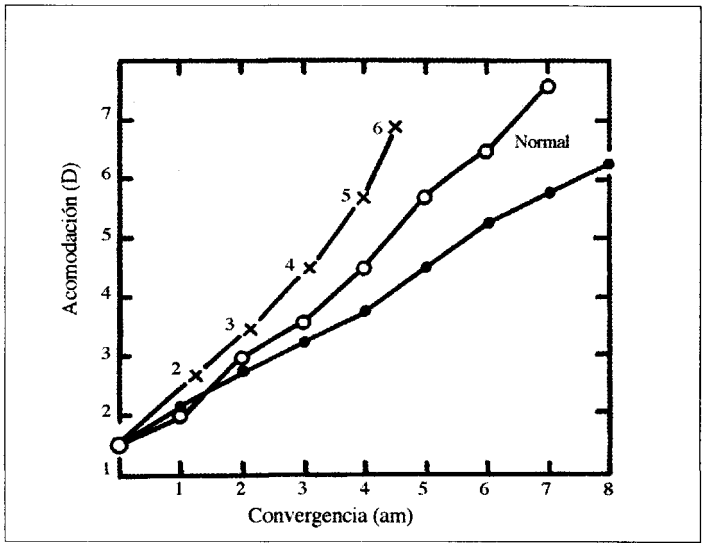


Fig. 6.13 Resultados de Fincham y Walton (de Rabbetts, 1998: 163) sobre la convergencia inducida por la acomodación (*AC*, símbolos en cruz) y la acomodación inducida por la convergencia (*CA*, símbolos oscuros). La línea central de símbolos claros es la de demanda del sujeto, por lo que, la línea de símbolos en cruz asociados a la *AC* no es más que la línea de forias del sujeto.

digitalia
www.digitalia.us

PROBLEMAS

Problemas resueltos

1. Si una persona, con *dip* = 6.5 cm, tiene un punto remoto de convergencia a 80 cm por detrás de los ojos, y un punto próximo de convergencia a 12.5 cm por delante de los ojos, ¿cuál es su amplitud de convergencia? Da los valores en am, Δ y deg.

De acuerdo con las definiciones iniciales de este tema y siguiendo el esquema de la fig. 6.14, el punto remoto de convergencia *pr* va asociado con la convergencia mínima $C_{mín}$ que puede ejercer un sujeto. Esto significa también que esta convergencia mínima es directamente la heteroforia de lejos *FL* del sujeto. Por tanto, según la ecuación 6.23, tenemos que:

$$C_{mín} = FL = -\frac{1}{pr}$$
$$\Rightarrow \quad C_{mín} = -\frac{1}{0.8} = -1.25\,\text{am} \tag{6.45}$$

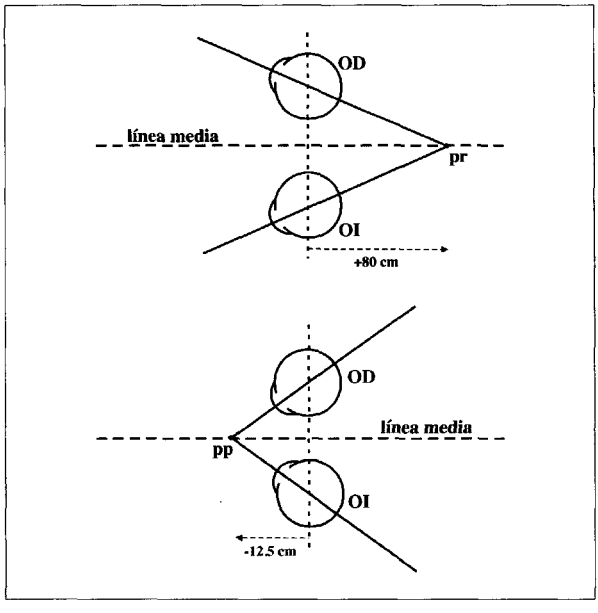


Fig. 6.14 Esquema de las posiciones de los ojos para converger en los puntos remoto y próximo de convergencia.

Teniendo en cuenta el convenio establecido de signos, se trata de un sujeto exofórico (Exo), cuyo valor en dioptrías prismáticas se obtiene multiplicando el resultado anterior por la distancia interpupilar en cm (ec. 6.12):

$$FL = dip[\text{cm}] \cdot C_{\text{mín}}[\text{am}] = 6.5 \cdot (-1.25) = -8.125\,\Delta \tag{6.46}$$

Por otra parte y siguiendo una argumentación similar, el punto próximo de convergencia *pp* marca la convergencia máxima $C_{\text{máx}}$ del sujeto:

$$\begin{aligned} C_{\text{máx}} &= -\frac{1}{pp} \\ \Rightarrow\ C_{\text{máx}} &= -\frac{1}{-0.125} = 8\,\text{am} \\ \Rightarrow\ C_{\text{máx}} &= 6.5 \cdot 8 = 52\,\Delta \end{aligned} \tag{6.47}$$

Como el problema nos pide la amplitud de convergencia *Cm* y ésta relacionada con los valores $C_{\text{máx}}$ y $C_{\text{mín}}$, nos queda finalmente:

$$\begin{aligned} Cm &= C_{\text{máx}} - C_{\text{mín}} \\ \Rightarrow\ Cm &= 8 - (-1.25) = 9.25\,\text{am} \\ \Rightarrow\ Cm &= 6.5 \cdot 9.25 = 60.125\,\Delta \end{aligned} \tag{6.48}$$

Como 1 Δ = 0.5729 deg (ec. 6.7), el valor de la amplitud de convergencia en deg es *Cm* = 34.448 deg.

2. A una persona emétrope y ortofórica, con *dip* = 6.2 cm, le presentamos un test a una distancia determinada situándole prismas delante de los ojos hasta que aparezca la diplopía. Los valores de las potencia prismáticas para que esto suceda son:

   - 2.5 Δ (BT) y 5 Δ (BN) cuando el test está situado a $x_{T1} = -2$ m.
   - 12 Δ (BT) y 8 Δ (BN) cuando el test está situado a $x_{T2} = -25$ cm.

   Se pide:

   a) Las amplitudes relativas de convergencia *ARC* y de acomodación *ARA* para las distancias $x_{T1} = -2$ m y $x_{T2} = -25$ cm.

   b) *ARC* y *ARA* para la distancia de fijación $x_{T3} = -50$ cm así como los valores correspondientes de los prismas y lentes esféricas (a 12 mm de los ojos) de ruptura de la visión haplópica y nítida.

a) Las amplitudes relativas, positiva y negativa, de convergencia ARC_+ y ARC_- se obtienen directamente a partir del esquema de la fig. 6.7 y la ecuación 6.26.

En primer lugar, calculamos la convergencia $C_{inicial}$ y la acomodación $A_{inicial}$ para cada distancia de fijación. Obviando el valor de q (ec. 6.22), nos queda simplemente que:

$$\begin{aligned} x_{T_1} = -2\,\text{m} \;&\Rightarrow\; C_{inicial} = C_{T_1} = -X_{T_1} = 0.5\,\text{am}\,, \quad A_{inicial} = A_{T_1} = -X_{T_1} = 0.5\,\text{D} \\ x_{T_2} = -25\,\text{cm} \;&\Rightarrow\; C_{inicial} = C_{T_2} = -X_{T_2} = 4\,\text{am}\,, \quad A_{inicial} = A_{T_2} = -X_{T_2} = 4\,\text{D} \end{aligned} \tag{6.49}$$

Como la convergencia final C_{final} con los prismas P_Δ de base temporal y nasal está asociada a los puntos S y R, respectivamente, tenemos directamente que:

(6.50)

$$\text{como} \quad C_{final} = C_{inicial} + 2P_\Delta \;\Rightarrow$$

$$x_{T_1} = -2\,\text{m}: \quad C_{S_1} = C_{T_1} + 2P_\Delta[\text{BT}] = 0.5 + 2\,\frac{2.5}{6.2} = 1.306\,\text{am}\,, \quad A_{S_1} = A_{T_1} = 0.5\,\text{D}$$

$$C_{R_1} = C_{T_1} + 2P_\Delta[\text{BN}] = 0.5 - 2\,\frac{5}{6.2} = -1.113\,\text{am}\,, \quad A_{R_1} = A_{T_1} = 0.5\,\text{D}$$

$$x_{T_2} = -25\,\text{cm}: \quad C_{S_2} = C_{T_2} + 2P_\Delta[\text{BT}] = 4 + 2\,\frac{12}{6.2} = 7.871\,\text{am}\,, \quad A_{S_2} = A_{T_2} = 4\,\text{D}$$

$$C_{R_2} = C_{T_2} + 2P_\Delta[\text{BN}] = 4 - 2\,\frac{8}{6.2} = 1.419\,\text{am}\,, \quad A_{R_2} = A_{T_2} = 4\,\text{D}$$

donde se ha tenido en cuenta la conversión de dioptrías prismáticas a ángulos métricos (ec. 6.12) para efectuar correctamente las operaciones con las mismas unidades.

Tal como se muestra en la fig. 6.7, las amplitudes relativas, positiva y negativa, de convergencia ARC_+ y ARC_- están asociadas respectivamente a los segmentos $\overline{TS}$ y $\overline{RT}$, y la amplitud relativa de convergencia ARC se relaciona con el segmento $\overline{RS}$. Por tanto, repitiendo el procedimiento para las dos distancias de fijación nos queda:

(6.51)

$$x_{T_1} = -2\text{m}: \quad ARC_{+_1} = C_{S_1} - C_{T_1} = 2P_\Delta[\text{BT}] = 1.306 - 0.5 = 0.806\text{am} = 5\Delta$$
$$ARC_{-_1} = C_{T_1} - C_{R_1} = -2P_\Delta[\text{BN}] = 0.5 - (-1.113) = 1.613\text{am} = 10\Delta$$
$$\Rightarrow \quad ARC_1 = ARC_{+_1} + ARC_{-_1} = C_{S_1} - C_{R_1} = 2.419\text{am} = 15\Delta$$

$$x_{T_2} = -25\text{cm}: \quad ARC_{+_2} = C_{S_2} - C_{T_2} = 2P_\Delta[\text{BT}] = 7.871 - 4 = 3.871\text{am} = 24\Delta$$
$$ARC_{-_2} = C_{T_2} - C_{R_2} = -2P_\Delta[\text{BN}] = 4 - 1.419 = 2.581\text{am} = 16\Delta$$
$$\Rightarrow \quad ARC_2 = ARC_{+_2} + ARC_{-_2} = C_{S_2} - C_{R_2} = 6.452\text{am} = 40\Delta$$

Ahora bien, el cálculo para cada distancia de fijación de las amplitudes relativas, positiva y negativa, de acomodación ARA_+ y ARA_- no va a ser tan directo porque desconocemos los valores de las lentes negativas y positivas que se han usado para romper la visión nítida en cada distancia de fijación. Por tanto, debemos echar mano de otros recursos para estimar estos valores. El método que utilizaremos será el que partirá del cálculo de las rectas límite de la zona de visión binocular nítida y haplópica (ZVBNH). Gracias a ellas, y teniendo presente el esquema de la fig. 6.7, podemos estimar para cada distancia de fijación las posiciones (C, A) de los puntos Q y P, cada uno de ellos asociado respectivamente a los valores ARA_+ y ARA_-. Una vez estimados estos dos valores, la suma es simplemente ARA.

En primer lugar, se representan para cada distancia de fijación en una gráfica C [am] vs. A [D] los puntos T, R y S (fig. 6.15). Uniendo los extremos R_1 y R_2 se delimita linealmente la parte de la ZVBNH por encima de la línea de demanda, que es la región asociada a la disociación con prismas de base nasal; uniendo los extremos S_1 y S_2 se delimita linealmente la parte de la ZVBNH por debajo de la línea de demanda, que es la región asociada a la disociación con prismas de base temporal. Consecuentemente, como conociendo las posiciones de dos puntos se puede obtener la ecuación de la recta que los cruza, aplicando la fórmula de interpolación lineal entre dos puntos esta ecuación se obtiene directamente. Si la ecuación de una recta es $y = mx+b$, con m la pendiente y b la ordenada en el origen, las variables implicadas son $y \equiv A$ y $x \equiv C$. Por tanto, para cualquier par de distancias de fijación T_1 y T_2 tal que conozcamos los puntos de ruptura R_1 y R_2 (o S_1 y S_2) con prismas de base nasal (o temporal), respectivamente, la fórmula de interpolación lineal se aplica del modo siguiente:

$$A = \frac{A_{R_2} - A_{R_1}}{C_{R_2} - C_{R_1}}\left(C - C_{R_1}\right) + A_{R_1} \tag{6.52}$$

Así, la ecuación asociada a la recta límite (con prismas BN) de la ZVBNH del sujeto es:

$$A = \frac{4-0.5}{1.419-(-1.113)}\left(C-(-1.113)\right)+0.5 = 1.382C + 2.039 \qquad (6.53)$$

Y la recta asociada a la recta límite (con prismas BT) de la ZVBNH del sujeto es:

$$A = \frac{4-0.5}{7.871-1.306}\left(C-1.306\right)+0.5 = 0.533C - 0.196 \qquad (6.54)$$

Con estos datos y apoyándonos en la fig. 6.15, se aprecia claramente que la pareja de puntos P y Q, para cada distancia de fijación T, marcan la misma convergencia que el punto T pero pertenecen a rectas distintas, con lo cual se obtiene que:

$$\begin{aligned} x_{T_1} = -2\,\text{m}: \quad & C_{Q_1} = C_{T_1} = 0.5\,\text{am}, \quad A_{Q_1} = 1.382C_{Q_1} + 2.039 = 2.730\,\text{D} \\ & C_{P_1} = C_{T_1} = 0.5\,\text{am}, \quad A_{P_1} = 0.533C_{P_1} - 0.196 = 0.071\,\text{D} \\ x_{T_2} = -25\,\text{cm}: \quad & C_{Q_2} = C_{T_2} = 4\,\text{am}, \quad A_{Q_2} = 1.382C_{Q_2} + 2.039 = 7.567\,\text{D} \\ & C_{P_2} = C_{T_2} = 4\,\text{am}, \quad A_{P_2} = 0.533C_{P_2} - 0.196 = 1.936\,\text{D} \end{aligned} \qquad (6.55)$$

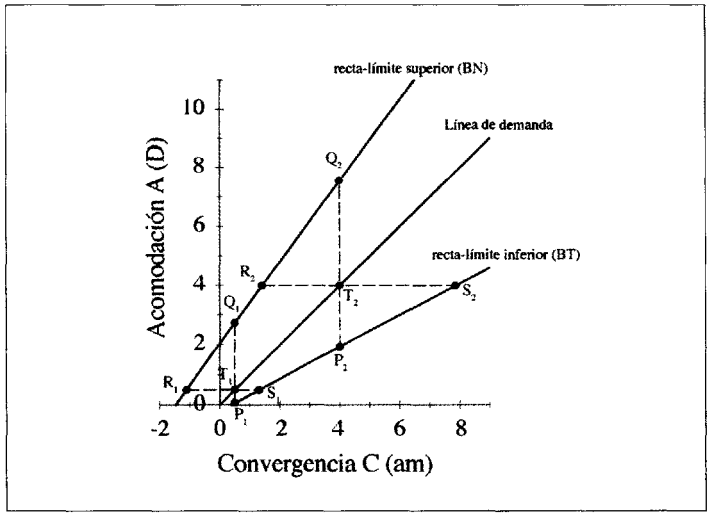


Fig. 6.15 Esquema de la ZVBNH del problema nº 2 marcándose las rectas límite superior e inferior obtenidas a partir de la interpolación lineal de los pares de puntos R_1–R_2 y S_1–S_2, respectivamente.

Apoyándonos de nuevo en la fig. 6.7, las amplitudes relativas, positiva y negativa, de acomodación ARA_+ y ARA_- están asociadas respectivamente a los segmentos $\overline{TQ}$ y $\overline{PT}$, y la amplitud relativa de acomodación ARA se relaciona con el segmento $\overline{PQ}$. Por tanto, repitiendo el procedimiento para las dos distancias de fijación nos queda:

$$\begin{aligned} x_{T_1} = -2\,\text{m}: \quad & ARA_{+_1} = A_{Q_1} - A_{T_1} = 2.730 - 0.5 = 2.230\,\text{D} \\ & ARC_{-_1} = A_{T_1} - A_{P_1} = 0.5 - 0.071 = 0.429\,\text{D} \\ \Rightarrow \quad & ARA_1 = ARA_{+_1} + ARA_{-_1} = A_{Q_1} - A_{P_1} = 2.659\,\text{D} \end{aligned} \tag{6.56}$$

$$\begin{aligned} x_{T_2} = -25\,\text{cm}: \quad & ARA_{+_2} = A_{Q_2} - A_{T_2} = 7.567 - 4 = 3.567\,\text{D} \\ & ARC_{-_2} = A_{T_2} - A_{P_2} = 4 - 1.936 = 2.064\,\text{D} \\ \Rightarrow \quad & ARA_2 = ARA_{+_2} + ARA_{-_2} = A_{Q_2} - A_{P_2} = 5.631\,\text{D} \end{aligned}$$

b) Aunque disponemos de datos experimentales de los prismas y lentes de ruptura para la estimación de las amplitudes relativas de convergencia ARC y acomodación ARA a la distancia de fijación x_{T3} = -50 cm, podemos usar de nuevo las ecuaciones de las rectas límite de la ZVBNH del sujeto para conseguir todo los que se nos pide ahora.

Tal como en la fig. 6.16, se marca en primer lugar las coordenadas (C, A) del punto T_3. De esta forma, prolongando hacia las rectas límite superior e inferior podemos marcar los puntos P_3, Q_3, R_3 y S_3. Como las parejas P_3-S_3 y Q_3-R_3 pertenecen respectivamente a las rectas límite inferior y superior, y, por otra parte, la pareja P_3-Q_3 marca la misma convergencia que el punto de fijación T_3 y la pareja R_3-S_3 marca la misma acomodación que el punto de fijación T_3, la obtención de ARC a partir del segmento $\overline{RS}$ y de ARA a partir del segmento $\overline{PQ}$ queda así:

(6.57)

si $x_{T_3} = -50\,\text{cm}$: $C_{T_3} = 2\,\text{am}$, $A_{S_3} = 2\,\text{D}$

$$\Rightarrow \quad C_{P_3} = C_{Q_3} = C_{T_3} = 2\,\text{am} \quad \text{y} \quad A_{R_3} = A_{S_3} = A_{T_3} = 2\,\text{D}$$

$$\Rightarrow \quad ARC_3 = C_{S_3} - C_{R_3} = \left(\frac{A_{S_3} + 0.196}{0.533}\right) - \left(\frac{A_{R_3} - 2.039}{1.382}\right) = 4.120 - (-0.028) = 4.148\,\text{am}$$

$$\Rightarrow \quad ARA_3 = A_{Q_3} - A_{P_3} = (1.382C_{Q_3} + 2.039) - (0.533C_{P_3} - 0.196) = 4.803 - 0.870 = 3.933\,\text{D}$$

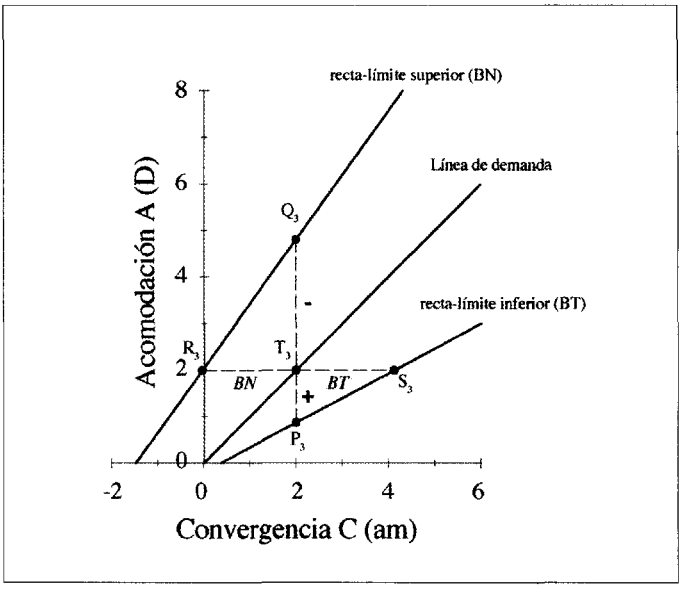


Fig. 6.16 Versión ampliada del esquema anterior de la ZVBNH del problema nº 2 marcándose, a partir de las rectas límite superior e inferior, los puntos de ruptura P_3, Q_3, R_3 y S_3 para la distancia de fijación T_3.

Para predecir qué pares de prismas de base temporal y nasal habría que anteponer al sujeto para que su *ARC* se corresponda con el valor calculado arriba, debemos recordar lo escrito ya antes en la ecuación 6.52 y las propiedades también ya citadas de los puntos R_3 y S_3. Por tanto, nos queda:

$$\begin{aligned} &ARC_{+_3} = C_{S_3} - C_{T_3} = 2P_{\Delta}[\mathrm{BT}] = 4.120 - 2 = 2.120\,\mathrm{am} = 13.144\,\Delta \\ &\Rightarrow \quad P_{\Delta}[\mathrm{BT}] = \frac{ARC_{+_3}}{2} = \frac{13.144}{2} = 6.572\,\Delta \\ &ARC_{-_3} = C_{T_3} - C_{R_3} = -2P_{\Delta}[\mathrm{BN}] = 2 - (-0.028) = 2.028\,\mathrm{am} = 12.574\,\Delta \\ &\Rightarrow \quad P_{\Delta}[\mathrm{BN}] = -\frac{ARC_{-_3}}{2} = -\frac{12.574}{2} = -6.287\,\Delta \end{aligned} \tag{6.58}$$

Para predecir qué pares de lentes positivas y negativas habría que anteponer al sujeto para que su *ARA* se corresponda con el valor calculado arriba, debemos recordar la ecuación 6.26 y las propiedades también ya citadas de los puntos P_3 y Q_3. Por tanto, despejando P_f' de la ecuación 6.25 y reconociendo que $A_{final} \equiv A_P$ o A_Q y que $A_{inicial} \equiv A_T$, nos queda:

(6.59)

como $P_f' = \dfrac{A_{final} - A_{inicial}}{(1+\delta_V X)\left[\delta_V (A_{final} - R) - 1\right]}$

$$ARA_{+_3} = A_{Q_3} - A_{T_3} = 4.803 - 2 = 2.803\,\text{D}$$

$$\Rightarrow P_f' = \frac{ARA_{+_3}}{(1+\delta_V X_{T_3})(A_{Q_3}\delta_V - 1)} = \frac{2.803}{(1+0.012(-2))(4.803\cdot 0.012 - 1)} = -3.048\,\text{D}$$

$$ARA_{-_3} = A_{T_3} - A_{P_3} = 2 - 0.870 = 1.130\,\text{D}$$

$$\Rightarrow P_f' = \frac{-ARA_{-_3}}{(1+\delta_V X_{T_3})(A_{P_3}\delta_V - 1)} = \frac{-1.130}{(1+0.012(-2))(0.870\cdot 0.012 - 1)} = 1.170\,\text{D}$$

3. Sea una persona adulta, hipermétrope (R = +5 D) y présbita (Am_{VC} = 2.5 D), que suele llevar unas lentes bifocales (P_n = 4.67 D, $P_n + Ad$ = 6.65 D) a la distancia de vértice δ_V = 14 mm para ver a la distancia de trabajo d_T = –25 cm. Si su distancia interpupilar es dip = 6.4 cm y la posición de su centro de rotación es q = 13.7 mm, se pide a partir del esquema adjunto (fig. 6.17) de zonas de visión nítida:

   a) La relación C_{sn}/A_{sn} (sin lentes) para la distancia x = –33 cm;

   b) La relación C/A (con lentes) para la distancia x = –33 cm.

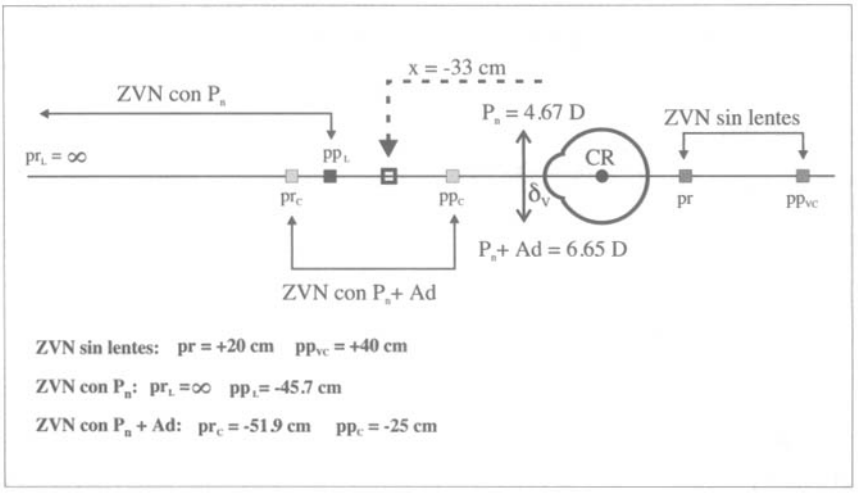


Fig. 6.17 Esquema de las zonas de visión nítida (ZVN) del sujeto hipermétrope présbita del problema nº 3.

digitalia
www.digitalia.us

a) Esta persona es un hipermétrope présbita, es decir, que con la lente compensadora P_n no alcanza a ver nítidamente de cerca, por lo que necesita otra lente superpuesta Ad a P_n para conseguirlo, concretamente para la distancia de trabajo $d_T = -25$ cm. Esto acarrea que la zona de visión nítida (ZVN), es decir, el rango de distancia en el que es posible acomodar, cambia drásticamente de estar sin compensar o sin lentes hasta ver a través de P_n o a través de $P_n + Ad$. Por tanto, el esquema que se adjunta (fig. 6.17), de uso común en Óptica Fisiológica, sirve aquí de guía para resolver el problema.

De acuerdo con la ecuación 6.23 podemos calcular directamente a la distancia dada la convergencia del sujeto no compensado. Recordando que podemos darla con varias unidades obtenemos:

$$C_{sn} = C_0 = dip\frac{X \cdot Q}{X - Q} = 0.064\frac{\frac{1}{-0.33} \cdot \frac{1}{0.0137}}{\frac{1}{-0.33} - \frac{1}{0.0137}} = \tag{6.60}$$

$$= 0.1862 \text{ rad} = 2.91 \text{ am} = 18.62\ \Delta = 10.67 \text{ deg}$$

Para obtener la acomodación A_{sn} que ejerce el sujeto a $x = -33$ cm podemos apoyarnos en el esquema adjunto. Según el significado de zona de visión nítida (ZVN), cualquier objeto situado fuera de ella se vería borroso. Por tanto, sin llevar puesto ningún tipo de lentes, este sujeto ve borroso a –33 cm porque su zona de visión nítida queda detrás de él en estas condiciones (sin neutralizar). O sea, que no tiene sentido o que es fisiológicamente inadmisible asociar un valor de acomodación en estas condiciones. Aun así, para que quede más claro este razonamiento, podemos estimar de forma teórica la acomodación necesaria en estas condiciones. Aplicando la definición de A_{sn} tenemos:

$$A_{sn} = R - X = 5 - \frac{1}{-0.33} = 8.03 \text{ D} \tag{6.61}$$

Ahora bien, su amplitud de acomodación en visión cómoda Am_{VC} (= 2.5 D), o valor máximo de acomodación que puede ejercer cómodamente, es inferior a 8 D, por lo que es imposible fisiológicamente hablando que el sujeto pueda acomodar más de 2.5 D. Este último resultado puede asimilarse mejor calculando la relación C_{sn}/A_{sn}:

$$\frac{C_{sn}}{A_{sn}} = \frac{2.91}{8.03} = 0.362\ \frac{\text{am}}{\text{D}} \tag{6.62}$$

Este resultado, por estar bastante alejado de la unidad, de la línea de demanda del emétrope, nos indica que existe un problema grave de visión: la persona puede converger (no ver doble) a 33 cm delante de ella, pero ve borroso.

b) Para obtener el cociente *C/A* con lentes a $x = -33$ cm debemos cerciorarnos de cuál de las dos lentes de sus gafas es la idónea para ver nítidamente a la distancia requerida. Siguiendo el esquema adjunto, se puede apreciar que la lente con potencia $P_n + Ad$ es la que buscamos porque la posición $x = -33$ cm queda dentro de la zona de visión nítida con esta lente, y no con la lente compensadora P_n. (Si se eligiera ésta última volvería a pasar algo similar a lo del apartado anterior porque también se obtendría que la acomodación es fisiológicamente inadmisible.)

Por tanto, de las ecuaciones de que disponemos para calcular la convergencia con lentes centradas se debe elegir la más general posible para no confundirnos con las expresiones asociadas con la lente compensadora P_n, puesto que no es éste nuestro caso. Así, aplicando la ecuación 6.35 sin descentramiento ($c = 0$) e intercambiando la variable P_f' por $(P_n + Ad)$ nos queda:

$$C = dip\,\frac{X_G \cdot Q_G}{X_G + (P_n + Ad) - Q_G} = dip\,\frac{\dfrac{1}{x+\delta_V}\cdot\dfrac{1}{q+\delta_V}}{\dfrac{1}{x+\delta_V} + (P_n + Ad) - \dfrac{1}{q+\delta_V}} =$$

$$= 0.064\,\frac{\dfrac{1}{-0.33+0.014}\cdot\dfrac{1}{0.0137+0.014}}{\dfrac{1}{-0.33+0.014} + 6.65 - \dfrac{1}{0.0137+0.014}} = \tag{6.63}$$

$$= 0.224 \text{ rad} = 3.503 \text{ am} = 22.42\,\Delta = 12.84 \text{ deg}$$

El valor de la acomodación con $P_n + Ad$ a esta distancia de fijación, menor de 2.5 D ($= Am_{VC}$), se obtiene a partir de la ecuación 6.25, sustituyendo de nuevo P_f' por $(P_n + Ad)$:

$$A = R - \frac{X_G + P_n + Ad}{1 - \delta_V (X_G + P_n + Ad)} =$$

$$= 5 - \frac{\dfrac{1}{-0.33+0.014} + 6.65}{1 - 0.014 \cdot \left(\dfrac{1}{-0.33+0.014} + 6.65 \right)} = 1.336 \text{ D} \tag{6.64}$$

Por tanto, el cociente *C/A* que nos pedía el problema queda como sigue:

$$\frac{C}{A} = \frac{3.503}{1.336} = 2.622 \frac{\text{am}}{\text{D}} \tag{6.65}$$

Este cociente, por ser mayor que la unidad, vuelve a indicar que estamos lejos de la línea de demanda del emétrope: respecto al valor C_{sn}/A_{sn} anterior que estaba por encima de la línea de demanda, estamos ahora por debajo de ella. Sin embargo, a diferencia del apartado anterior, aunque el sujeto hipermétrope présbita converja más que acomode a la distancia dada, lo más probable es que esta situación o posición (*C*, *A*) quede dentro o cerca de la zona de confort visual del sujeto con las lentes $P_n + Ad$.

Problemas propuestos

1. Calcula la rotación monocular vertical que ejercerá un sujeto cuando fije la mirada sobre un objeto situado a 1 m por delante de él y desplazado verticalmente 20 cm hacia arriba. Repite el cálculo considerando que el sujeto lleva antepuesta una lente de contacto descentrada hacia abajo $c = -1.5$ cm cuya potencia es $P_f' = +3$ D. Toma $q = 13.5$ mm y $dip = 6$ cm si hiciera falta.

   Solución: Sin lente $\theta = 0.197$ rad = 11.30 deg; con lente $\theta = 0.159$ rad = 9.13 deg.

2. El ojo de un paciente emétrope, con $dip = 6.5$ cm, adduce 1 Δ cuando se le aplica el test de la cartulina (*cover test*) en visión lejana, mientras que adduce 2 Δ cuando fija a –50 cm. Calcula la relación *AC/A* del sujeto.

   Solución: AC/A = 7 Δ/D.

3. Un paciente con la ametropía compensada muestra una exoforia de 10 Δ en visión cercana. Si su relación *AC/A* es 4 Δ/D, ¿qué variación de potencia en la lente compensadora debería aplicarse para reducir la divergencia a 4 Δ? ¿Valdría la misma variación de potencia si el paciente fuera también exofórico de 10 Δ en visión lejana?

   Solución: $\Delta P_n' = -1.5$ D, que sería también válida si el sujeto compensado puede todavía acomodar en visión lejana, es decir, válido tanto para miopes sobrecompensados como para hipermétropes infracompensados.

This page intentionally left blank

digitalia
www.digitalia.us

7. *Visión binocular con prismas*

En este tema se explican los conceptos necesarios para comprender el papel que juegan los prismas en el diseño de instrumentos ópticos que permiten controlar la convergencia o que generan visión estereoscópica (en profundidad); pero también, estos mismos conceptos servirán para comprender los aspectos fundamentales del tratamiento de las anomalías binoculares (forias y estrabismos) mediante prismas.

7.1 Efectos ópticos de un prisma

Un prisma es un elemento óptico que cambia la dirección de la imagen respecto de la del objeto sin, en principio, interferir en la forma y el tamaño. Un prisma consta de dos superficies refringentes (con índice de refracción n) que se unen en el *ángulo apical* α, en el *vértice,* y con una *base* enfrentada a dicho vértice. Sin entrar en más detalles iniciales sobre prismas, propios de la Óptica Geométrica (Smith & Atchison, 1997: 175; Smith y Atchison, 1997: 175; Schwartz, 2002; Felipe y Albarrán, 1998; Hernández, et al., 1999), en visión binocular interesan los denominados prismas delgados u oftálmicos. Cuando el ángulo apical α de un prisma es menor de 10° ya se le considera delgado. Si la incidencia de la luz es perpendicular a una de las caras, el ángulo de incidencia es casi nulo, y en estas condiciones, se cumple que el ángulo de mínima desviación $\delta_{mín}$, el que se da cuando las direcciones de los rayos de incidencia y salida coinciden, queda como sigue:

$$\delta_{min} = (n-1)\alpha \qquad (7.1)$$

Cuando se mira un objeto real a través de un prisma, todos los rayos divergentes que de él proceden se desvían hacia la base del prisma (fig. 7.1, arriba), de forma que el punto imagen desde el cual parecen llegar los rayos divergentes se desplaza hacia el vértice. Se dice, por tanto, que en estas condiciones (que son las más cotidianas), un objeto visto a través de un prisma se desvía siempre hacia el vértice del mismo. Ahora bien, esto no se produce cuando el objeto es virtual, es decir, cuando los rayos incidentes sobre el prisma convergen sobre un punto situado detrás del prisma (fig. 7.1 abajo). Aunque cada uno de los rayos incidentes se desvía de nuevo hacia la base del prisma, en este caso excepcional la imagen resultante se desvía también hacia la base del mismo, y no hacia el vértice como se da en condiciones normales.

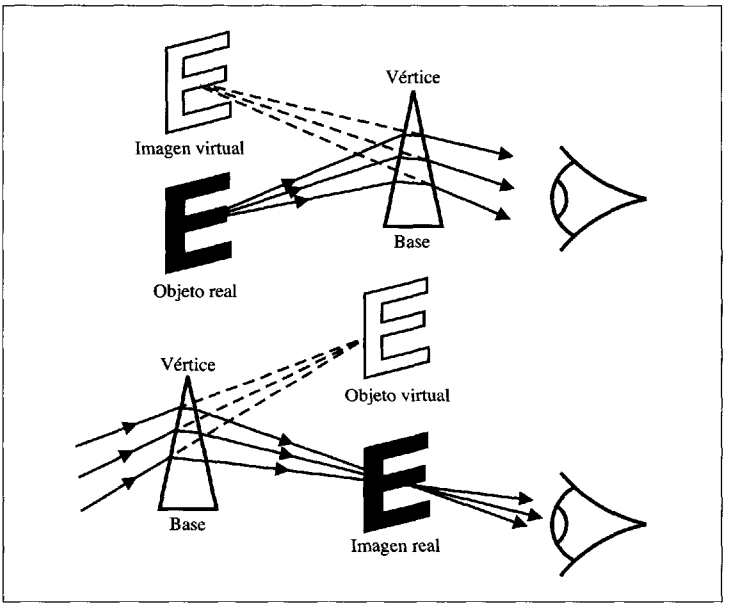


Fig. 7.1 Efectos ópticos de un prisma. Arriba: un objeto real delante de un prisma parece que se desplaza hacia el vértice del mismo, es decir, queda una imagen virtual desplazada hacia el vértice. Abajo: un objeto virtual detrás de un prisma parece que se desplaza hacia la base del mismo, es decir, queda una imagen real desplazada hacia la base.

La desviación angular δ de un prisma sirve para definir la potencia prismática P_Δ. Ésta se define como el ángulo de desviación producido cuando el rayo incidente es normal a la superficie frontal del prisma. Si x es la posición de un objeto real (situado delante del prisma) y denotamos también con δ al desplazamiento lateral de la imagen (positivo: hacia dentro y arriba; negativo: hacia fuera y abajo) con incidencia normal, la potencia prismática P_Δ es:

$$P_{\Delta} = -100 \frac{\delta}{x} [\Delta] \qquad (7.2)$$

En esta expresión se puede apreciar que la unidad angular resultante es la dioptría prismática, ya utilizada en capítulos anteriores, e introducida por primera vez por Prentice en 1890. Como ya se vio, 1 Δ de potencia prismática equivale a decir que la imagen virtual se ha desplazado 1 cm respecto del objeto real que está situado a 1 m del prisma en incidencia normal.

En cuanto al convenio de signos de la potencia de un prisma, es conveniente seguir un criterio en el que se tenga en cuenta la rotación ocular que tendría que forzar el ojo para mantener la fijación foveal en la imagen. Un criterio similar ya se estableció aplicado al ángulo de vergencia, de forma que una convergencia era positiva y una divergencia era negativa. Algo similar se aplicó con las rotaciones monoculares. Si además tenemos en cuenta el signo resultante de la definición de la potencia prismática en función del convenio de signos para las posiciones (positiva en el sentido de la luz; negativa en sentido contrario al de la luz), nos queda finalmente ateniéndonos a la fig. 7.2 que:

- Los prismas de base temporal (BT) e inferior (BI) son de potencia prismática positiva.
- Los prismas de base nasal (BN) y superior (BS) son de potencia prismática negativa.

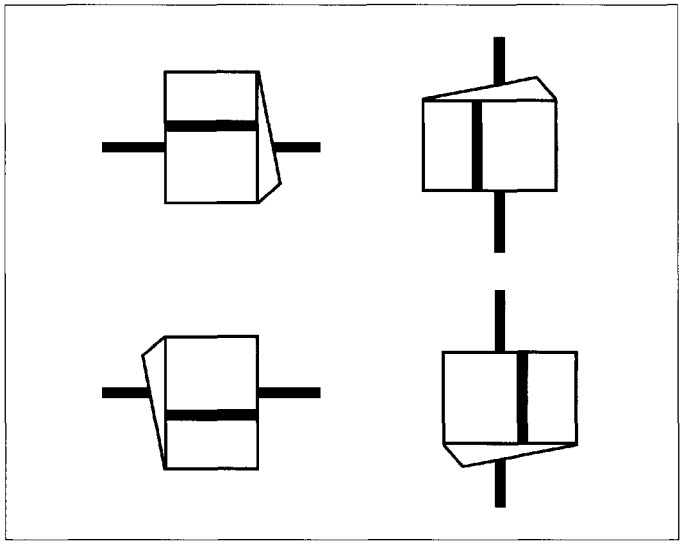


Fig. 7.2 Convenio de signos de la potencia prismática. Arriba, con signo positivo: a la izquierda, prisma de base inferior (BI); a la derecha, prisma de base temporal (BT). Abajo, con signo negativo: a la izquierda, prisma de base superior (BS); a la derecha, prisma de base nasal (BN).

Nótese, sin embargo, a tenor de la fig. 7.2, que un prisma de base superior (BS), de signo negativo, fuerza al ojo a realizar una infraducción o descenso; en cambio, un prisma de base inferior (BI), de signo positivo, obliga al ojo a realizar una supraducción o elevación para mantener la fijación foveal. Respecto a los prismas dispuestos lateralmente, se aprecia que un prisma de base temporal (BT), de signo positivo, fuerza al ojo a realizar una adducción; mientras que un prisma de base nasal (BN), de signo negativo, obliga al ojo a realizar una abducción para mantener la fijación foveal.

7.1.1 *Potencia eficaz de un prisma*

El ángulo según el cual gira el ojo cuando mira un objeto a través de un prisma no es siempre igual al ángulo de desviación del prisma. En la fig. 7.3 (arriba), el objeto O está situado a una distancia x_G frente al prisma, y el prisma está a una distancia q_G por delante del centro de rotación (CR). La imagen O' del objeto resultante a través del prisma está desplazada una distancia δ. Sin embargo, la rotación monocular θ es menor que el ángulo de desviación del prisma P_Δ:

$$\text{si} \quad P_\Delta = \frac{\delta}{-x_G} \quad , \quad \theta = \frac{\delta}{-x_G + q_G}$$

$$\Rightarrow \quad \theta = \frac{-x_G}{-x_G + q_G} P_\Delta = \frac{Q_G}{Q_G - X_G} P_\Delta \tag{7.3}$$

A esta rotación monocular θ se le denota también como *potencia eficaz* del prisma $P_{\Delta e}$. Solamente cuando el objeto O está muy lejos ($X_G \rightarrow 0$) se verificará que la rotación monocular θ forzada por un prisma es la misma que su potencia prismática P_Δ o valor nominal (fig. 7.3, abajo). Para objetos cercanos, el ojo no gira tanto como supone la potencia del prisma, y el ángulo de rotación θ disminuye cuando se aleja el prisma del ojo. Esto significa que en la práctica clínica con prismas deben mantenerse éstos en el mismo plano durante las pruebas de visión con objetos cercanos. Si es necesaria una prescripción de prismas, los de prueba deberían colocarse también en el plano de las gafas. Para valores típicos de Q_G y X_G, la potencia eficaz de un prisma en visión cercana fluctúa entre un 5% y un 10% menos que su valor nominal, por lo que no debe despreciarse a la ligera.

digitalia
www.digitalia.us

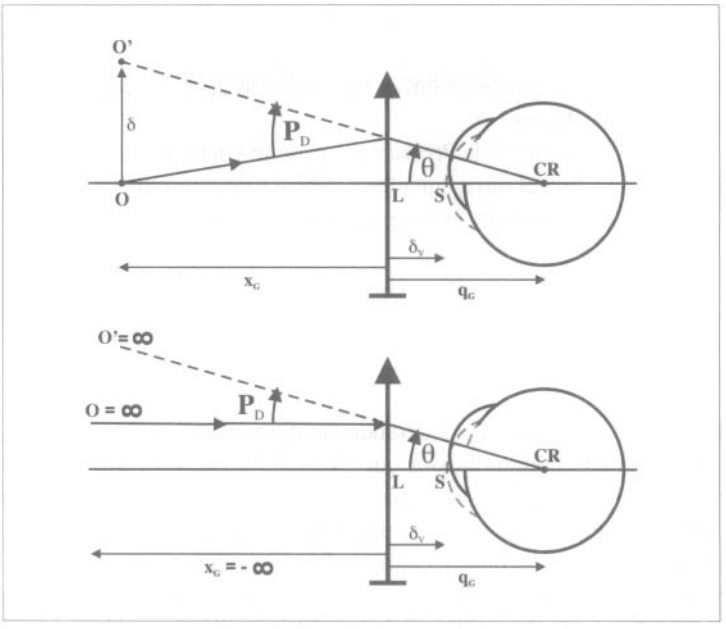


Fig. 7.3 La potencia eficaz $P_{\Delta e}$ de un prisma, cuyo valor nominal es P_{Δ}, es el ángulo de rotación θ que fuerza el ojo para mantener la fijación foveal. Para un objeto real cercano (arriba), $P_{\Delta e} < P_{\Delta}$; mientras que para un objeto lejano (abajo), $P_{\Delta e} = P_{\Delta}$.

En el caso de que se considere un prisma adosado a la cara posterior de una lente esférica, de potencia P_f', los resultados anteriores pueden extrapolarse teniendo en cuenta que el objeto O debe considerarse como la imagen intermedia formada por la lente. Esto significa sustituir en la ecuación anterior X_G por $(X_G + P_f')$. Por tanto, con lentes negativas ($P_f' < 0$), y siempre considerando objetos reales ($X_G < 0$), la eficacia del prisma será bastante menor que su valor nominal. En cambio, con lentes positivas ($P_f' > 0$), debe considerarse tanto si la imagen intermedia resultante es real ($X_G + P_f' < 0$) o virtual ($X_G + P_f' > 0$): en el primer caso, la eficacia del prisma será de nuevo menor que su valor nominal; en el segundo caso, la eficacia del prisma será mayor que su valor nominal.

7.1.2 *Ley de Prentice*

Un rayo luminoso que pasa a través de cualquier otro punto de una lente esférica que no sea su centro óptico se desvía de ese punto. Es lo que se conoce como efecto prismático de la lente en ese punto. Este efecto prismático es más severo a medida que la distancia de este punto se separa del centro óptico. En la práctica optométrica, la magnitud P_{Δ} del efecto prismático de la lente, medida en dioptrías prismáticas, se aproxima bastante bien a la denominada *ley de Prentice*:

$$P_{\Delta} = c\,P_f' \tag{7.4}$$

donde c es la distancia en cm del punto dado desde el centro óptico y P_f' es la potencia de la lente.

Tal expresión de la ley de Prentice se encuentra oculta en la expresión que se derivó del efecto sobre el ojo de una lente esférica descentrada (ec. 6.33), que ya vimos en el capítulo anterior. Si la separamos en dos términos, nos queda que:

$$\theta = \frac{Q_G\left(yX_G - cP_f'\right)}{X_G + P_f' - Q_G} = \frac{Q_G y X_G}{X_G + P_f' - Q_G} + \frac{Q_G}{Q_G - X_G - P_f'}\left(cP_f'\right) \tag{7.5}$$

En el primer término, considerando siempre objetos reales ($X_G < 0$), siempre se cumplirá en el denominador que ($X_G + P_f' - Q_G < 0$). Si recordamos los comentarios adjuntos a la potencia eficaz de un prisma con una lente antepuesta, el segundo término es, por tanto, la potencia eficaz del efecto prismático de la lente descentrada, por lo que dependerá del signo del descentramiento c para que contribuya de forma positiva o negativa. En una lente positiva, la lente se descentra en la misma dirección que la base del prisma que se desea configurar; en una lente negativa, la lente se descentra en dirección opuesta a la de la base del prisma que se desea configurar. Teniendo en cuenta esto, cabe diferenciar el convenio de signos asociado a la lente o al ojo: en el primero, posiciones del punto de la lente hacia dentro y arriba son positivos (y lo contrario con signo negativo); en el segundo, descentramientos de la lente hacia fuera y abajo son positivos (y lo contrario con signo negativo). Comentamos esto porque el criterio que usamos en la última expresión, que es la misma del capítulo anterior y que se aplicó en varias simulaciones numéricas, se rige por el ojo, y no por la lente.

Como ya se comentó en el capítulo anterior, el efecto prismático de lentes esferocilíndricas descentradas conlleva una justificación matemática y gráfica más complicada y larga (Rabbetts, 1998; 242; Cotter, 1996: 37; Fannin & Grosvenor, 1996), por lo que queda fuera de los objetivos de esta monografía. Aun así, como conclusión a este apartado, vamos a proporcionar las expresiones finales de las componentes horizontal θ_H y vertical θ_V de la rotación monocular necesaria para mantener la fijación bifoveal. Si P_S es la componente esférica de la lente, P_C su componente cilíndrica, ϕ es 180 menos el eje del cilindro, y (z_0, y_0) son las coordenadas iniciales del punto de fijación en el plano perpendicular al eje de fijación, nos queda siguiendo la misma notación que arrastramos:

$$\theta_H = -\frac{X_G Q_G\left\{z_0\left(Q_G - X_G - P_S - P_C\cos^2\phi\right) + y_0\left(P_C \operatorname{sen}\phi\cdot\cos\phi\right)\right\}}{\left[Q_G - X_G - P_S\right]\left[Q_G - X_G - P_S - P_C\right]}$$

$$\theta_V = -\frac{X_G Q_G\left\{z_0\left(P_C \operatorname{sen}\phi\cdot\cos\phi\right) + y_0\left(Q_G - X_G - P_S - P_C \operatorname{sen}^2\phi\right)\right\}}{\left[Q_G - X_G - P_S\right]\left[Q_G - X_G - P_S - P_C\right]} \tag{7.6}$$

Tomando solamente $P_C = 0$, es decir, trabajando solamente con lentes esféricas, se llega al primer término de la ecuación 7.5 intercambiando P_S por P_f', y donde es indiferente el intercambio de coordenadas $y_0 \leftrightarrow z_0$.

Ahora bien, si la lente esferocilíndrica está descentrada respecto del eje de fijación en un punto de coordenadas (z, y), el efecto prismático total debe separarse en una componente horizontalP_{Δ_H} y otra vertical P_{Δ_V}, que, además, se componen de las contribuciones de los efectos prismáticos de las componentes esférica y cilíndrica de la lente. Con estas consideraciones, y teniendo en cuenta que se cumple que $z = \theta_H/Q_G$ e $y = \theta_V/Q_G$, tenemos que:

$$\begin{aligned} P_{\Delta_H} &= zP_S + P_C \operatorname{sen}\phi\left(z \operatorname{sen}\phi + y\cos\phi\right) \\ P_{\Delta_V} &= yP_S + P_C \cos\phi\left(z \operatorname{sen}\phi + y\cos\phi\right) \end{aligned} \tag{7.7}$$

Si tomamos de nuevo solamente $P_C = 0$, es decir, trabajando solamente con lentes esféricas, se llega al segundo término de la ecuación 7.5 en ambas componentes (ahora iguales) intercambiando P_S por P_f', y donde es indiferente el intercambio de coordenadas $y \leftrightarrow z$ con el descentramiento genérico c.

7.1.3 *Tipos de prismas*

Si bien ésta no es la monografía adecuada para ver todos los tipos de prismas (Smith & Atchison, 1997: 175; Smith y Atchison, 1997: 175; Felipe y Albarrán, 1998; Hernández, *et al.*, 1999), creemos que sí vale la pena detallar ciertos aspectos de los tipos de prismas delgados que se usan habitualmente en la práctica optométrica. En concreto, nos referimos a los prismas oblicuos, rotarios (de Risley) y de Fresnel.

Prismas oblicuos

Aunque un prisma puede describirse dando su potencia y la dirección de su base, en términos optométricos es más habitual identificarlo mediante dos componentes, una horizontal y otra vertical. Combinadas, estas dos componentes del prisma producen en el ojo el mismo efecto que si se hubiera empleado un solo *prisma oblicuo*. Una de las razones que recomienda el uso de componentes horizontales y verticales es que las pruebas optométricas de visión binocular evalúan las funciones vertical y horizontal de forma separada. Otro motivo es que, cuando se aconseja un prisma, el taller de óptica prefiere siempre trabajar con las componentes horizontal y vertical de un prisma, y no con una única potencia con una base orientada oblicuamente.

Así, dado un prisma oblicuo de potencia nominal P_Δ y con la base orientada a ϕ grados respecto de un eje horizontal, la obtención de sus componentes horizontal y vertical sigue un tratamiento vectorial sencillo:

digitalia
www.digitalia.us

$$
\begin{aligned}
&P_{\Delta_H} = P_\Delta \cos\varphi \\
&P_{\Delta_V} = P_\Delta \operatorname{sin}\varphi \\
&\text{verificándose} \quad P_\Delta = \sqrt{\left(P_{\Delta_H}\right)^2 + \left(P_{\Delta_V}\right)^2}\,, \varphi = \operatorname{arctg}\left(\frac{P_{\Delta_V}}{P_{\Delta_H}}\right)
\end{aligned}
\tag{7.8}
$$

Del mismo modo que es posible encontrar un solo prisma capaz de sustituir a un prisma horizontal y otro vertical, puede calcularse una potencia de prisma único equivalente a cualquier combinación de dos o más prismas puestos delante de un ojo, con independencia de su dirección. La potencia prismática resultante se calcula sumando vectorialmente las componentes de los prismas iniciales y la orientación final como el argumento de las componentes finales. Si se trata de la combinación de *n* prismas, el resultado final se expresa como sigue:

$$
\begin{aligned}
&P_{\Delta_H} = P_{\Delta 1}\cos\varphi_1 + P_{\Delta 2}\cos\varphi_2 + \cdots + P_{\Delta n}\cos\varphi_n \\
&P_{\Delta_V} = P_{\Delta 1}\operatorname{sin}\varphi_1 + P_{\Delta 2}\operatorname{sin}\varphi_2 + \cdots + P_{\Delta n}\operatorname{sin}\varphi_n \\
&\Rightarrow P_\Delta = \sqrt{\left(P_{\Delta_H}\right)^2 + \left(P_{\Delta_V}\right)^2}\,, \varphi = \operatorname{arctg}\left(\frac{P_{\Delta_V}}{P_{\Delta_H}}\right)
\end{aligned}
\tag{7.9}
$$

Prismas rotatorios

Los prismas rotatorios —de Risley en el mundo anglosajón, de Herschel en el mundo germano y Crétès en el mundo francófono— forman un dispositivo para producir de manera continua prismas de potencia variable (fig. 7.4). Se trata de dos prismas delgados de igual potencia nominal (P_Δ = 15 Δ) dispuestos casi en contacto con sus bases opuestas verticalmente en el primer momento. De esta forma, las dos componentes verticales de los dos prismas se anulan y no existe ninguna contribución prismática. Ahora bien, girando ambos prismas el mismo valor ϕ pero en direcciones opuestas, se consigue anular de nuevo las componentes verticales, pero no así las componentes horizontales, con lo que se consigue un efecto prismático horizontal no nulo, cuyo valor es $2P_\Delta$ sen ϕ.

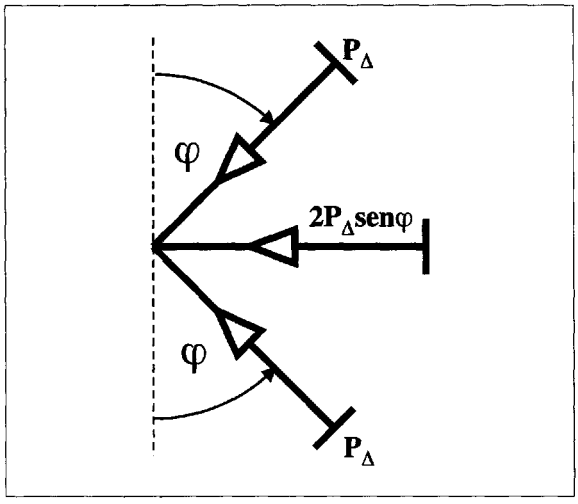


Fig. 7.4 Principio óptico de un prisma rotario. Cuando los dos prismas se giran en sentido opuesto se genera una resultante horizontal no nula, en cambio las dos componentes verticales se anulan entre sí.

Prismas de Fresnel

Los prismas de Fresnel (fig. 7.5) están hechos de material plástico flexible y delgado que puede prensarse para formar lentes oftálmicas convencionales. Están fabricados con policloruro de vinilo (PVC) de calidad óptica y son extraordinariamente finos (~ 1 mm). Presentan la ventaja de poder adaptarse y pegarse a una superficie lisa sin necesidad de adhesivo, como, por ejemplo, la cara posterior de una lente compensadora (P_n) si fuera necesaria también una prescripción prismática. Se fabrican en láminas circulares y poseen un diámetro relativamente grande (~ 67 mm) con lo que pueden cortarse de tal forma para ajustarse a cualquier tipo de montura. La membrana se coloca con su lado liso pegado a la superficie ocular del vidrio de las gafas, al que se adhiere firmemente por efecto de la tensión superficial.

El principio de Fresnel, mostrado en la fig. 7.5, se basa en que la potencia de desviación de un prisma está determinada principalmente por el ángulo de vértice. Por tanto, si se reduce el tamaño total (l) de una lente plana, es posible disminuir también el espesor de la base ($b_{máx} - b_{mín}$) de un prisma convencional manteniendo la misma potencia prismática P_Δ. Si n (= 1.52) es el índice de refracción del medio óptico, se cumplirá que cualquier prisma adosado a una lente plana, o prisma recortado de bases $b_{máx}$ y $b_{mín}$ con el mismo ángulo de vértice, tendrá la potencia prismática siguiente:

$$P_\Delta = 100 \frac{(n-1)(b_{máx} - b_{mín})}{l} \quad [\Delta] \tag{7.10}$$

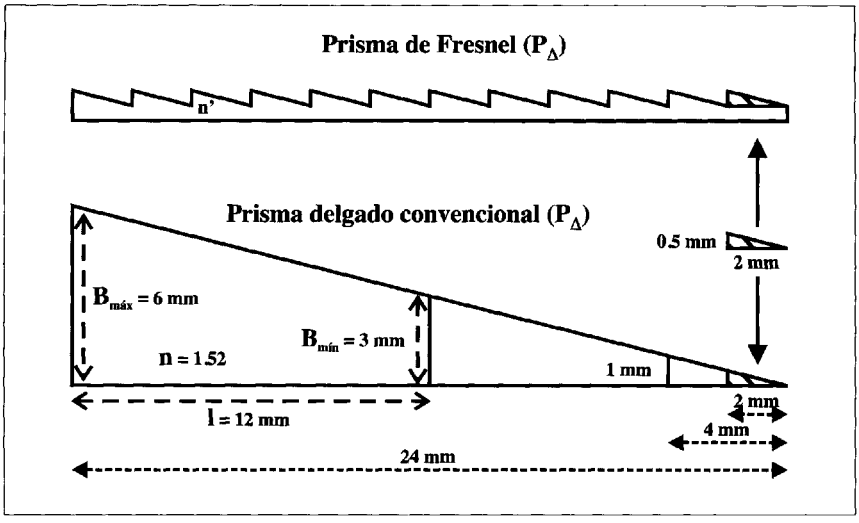


Fig.7.5: Prisma de Fresnel (arriba) comparado con un prisma delgado convencional (abajo) con la misma potencia prismática. Ya que la potencia de desviación de un prisma está determinada principalmente por el ángulo del vértice, permanece invariable para cualquier tamaño de la línea base-vértice. Esto se cumple incluso, como así ocurre en un prisma de Fresnel, en prismas planos acoplados a un soporte plano o en prismas recortados de dimensiones base máxima ($b_{máx}$), base mínima ($b_{mín}$) y longitud (l) determinada.

Por tanto, un prisma recortado de dimensiones ($b_{máx}$, $b_{mín}$, l) = (6, 3, 12) mm tendrá la misma potencia que uno recortado de ($b_{máx}$, $b_{mín}$, l) = (3, 1, 8) mm, otro de ($b_{máx}$, $b_{mín}$, l) = (1, 0.5, 2) mm o uno completo, no recortado, de ($b_{máx}$, $b_{mín}$, l) = (6, 0, 24) mm, o incluso otro completo, muy delgado, de ($b_{máx}$, $b_{mín}$, l) = (0.5, 0, 2) mm. O sea, que la potencia de desviación del prisma se mantiene constante independientemente de la dimensión base-vértice o del tamaño global de la lente sobre el que se apoya. Por tanto, un prisma (de membrana) de Fresnel puede considerarse como una serie de prismas idénticos de plástico con sus líneas base-vértice puestas en paralelo y adosados unos con otros sobre un fino soporte de plástico. Esta capa de pequeños prismas posee la misma potencia prismática que un prisma convencional hecho del mismo material, pero, evidentemente, su peso será considerablemente inferior.

Entre las ventajas de los prismas de Fresnel respecto de los prismas delgados convencionales cabría destacar que son extremadamente delgados, ligeros, de gran tamaño para poder ajustarse tras recorte a cualquier montura o por sectores dentro de una montura, fáciles de aplicar y modificar y bastante económicos, y que pueden fabricarse con potencias altas (hasta 30 Δ). Sin embargo, presentan también una serie de inconvenientes como que las líneas o tiras de Fresnel sobre las gafas son claramente visibles, lo cual resulta antiestético, la sensibilidad al contraste disminuye, y en mayor medida a frecuencias espaciales altas (menor agudeza visual), y que aparecen efectos molestos de aberraciones cromáticas

y de luz dispersa. Estos efectos negativos están relacionados directamente con la magnitud de la potencia prismática: valores iguales o inferiores a 10 Δ son ampliamente tolerados y la disminución de la agudeza visual es de una línea. Sin embargo, estos defectos pueden ser parcialmente compensados si se tinta la lente portadora o el propio prisma de Fresnel.

Las imágenes visualizadas a través de prismas oftálmicos, en cualquiera de sus formas, están también sujetas a aberraciones ópticas, sobre todo, cromáticas y de distorsión (Cotter, 1996: 26; Rabbetts, 1998: 238), pero sus efectos no son muy notables, salvo que el prisma esté inclinado respecto del plano vertical de mirada (fig. 7.6).

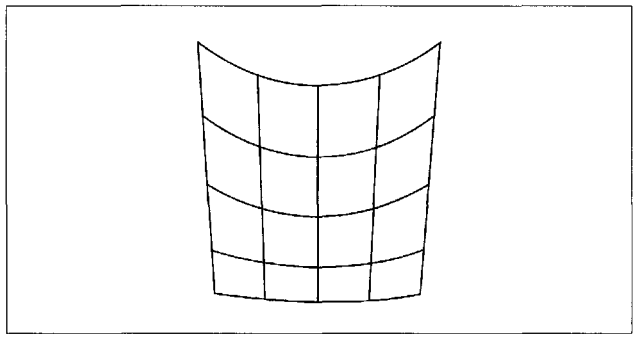


Fig. 7.6 Distorsión y aumento de un prisma. Apariencia de una rejilla cuadrada tal como es vista a través de un prisma de base inferior, cuya base está inclinada hacia el ojo.

7.1.4 *Movimientos oculares disociados debido a prismas*

Hasta ahora, tal como se ha supuesto en las secciones anteriores, cualquier rotación ocular inducida o forzada por un prisma era tal que se mantenía todavía la fijación foveal del objeto. Es decir, si se trata de un prisma de base superior antepuesto sobre el ojo derecho y no se antepone nada en el ojo izquierdo, el ojo derecho está forzado a infraverger para conseguir de nuevo la fijación bifoveal y mantener la visión haplópica (no doble). Sin embargo, esta capacidad de rotación, ya sea en infravergencia, o en supravergencia, etc., no es ilimitada. Cuando esto ocurre, es decir, el ojo con el prisma antepuesto no gira lo suficiente para conseguir la fijación foveal, se dice que este ojo ha tomado una *posición pasiva*, por lo que el prisma antepuesto, denominado *prisma diferencial*, ha logrado disociar los dos ojos. En estos casos, se percibe diplopía y, por tanto, el prisma ha roto la visión haplópica.

Esta capacidad para los movimientos verticales disociados provocados por prismas es relativamente pequeña comparada con los movimientos horizontales o de convergencia. Hasta 2 Δ, o incluso 4 Δ, la mayoría de personas son capaces de supraverger (con prisma BI) o infraverger (con prisma BS) para mantener la visión haplópica con un prisma vertical antepuesto en un solo ojo.

En cambio, esta capacidad para los movimientos horizontales se realiza anteponiendo prismas de igual valor en ambos ojos y los valores prismáticos obtenidos son bastante grandes (25 Δ con prismas BT y 10 Δ con prismas BN). Esta experiencia es la misma que se explicó en el capítulo anterior al referirnos a la medida de las amplitudes relativas, positiva (ARC_+) y negativa (ARC_-), de convergencia para delimitar la zona de visión binocular nítida y haplópica (ZVB-NH) de un sujeto. En este experimento se comentó que antes de alcanzar el punto de ruptura de la visión haplópica, los ojos convergían a la par en función de la convergencia inicial $C_{inicial}$ y la potencia del prisma P_Δ (Ec. 6.26). Sin embargo, esta expresión, ya utilizada en varios problemas del tema anterior, requiere una corrección puntual que no se aplicó anteriormente por simplicidad argumental. Recordando la ecuación 7.3, hemos visto anteriormente que según la posición del objeto la eficacia de un prisma no es la misma. Por tanto, la ecuación 6.26 debe corregirse teniendo en cuenta este hecho, y aunque este cambio no sea numéricamente muy significativo (5 - 10%), esto solamente significa que debe cambiarse el valor nominal del prisma P_Δ por su potencia eficaz $P_{\Delta e}$:

$$C_{final} = C_{inicial} + 2P_{\Delta e} \quad , \quad \text{con} \quad P_{\Delta e} = \frac{Q_G}{Q_G - X_G} P_\Delta$$
$$\Rightarrow ARC_+ = 2P_{\Delta e}[\text{BT}] \quad , \quad ARC_- = -2P_{\Delta e}[\text{BN}] \tag{7.11}$$

En la práctica optométrica, la determinación de los prismas diferenciales que disocian los ojos, tanto en movimientos verticales como horizontales, también se denotan habitualmente como *reservas fusionales* o incluso *vergencias prismáticas*. En principio, esta nomenclatura no debe sorprendernos puesto que el primer término describe explícitamente los límites o reservas de que dispone el sistema visual para mantener la visión haplópica, y el segundo término describe lo mismo explicitando que tal mantenimiento se debe hacer con rotaciones oculares con prismas antepuestos. Como ya sabemos, estas medidas se realizan para varias distancias de fijación, para la determinación de la ZVBNH y los valores prismáticos obtenidos se denotan también habitualmente como reservas fusionales positivas (con prismas BT) y negativas (con prismas BN), dejando aparte como reservas fusionales verticales los valores medidos con prismas verticales. Es costumbre en estos casos marcar los intervalos estadísticos típicos de las reservas fusionales positivas, negativas y verticales para visión lejana y visión cercana (tabla 7.1). Nótese, por ejemplo, la gran diferencia entre las reservas fusionales positivas y negativas, y sobre todo, con respecto a las verticales, como ya comentamos al principio de esta sección. El porqué de estos datos requiere, no obstante, más información sobre la coordinación oculomotora y sensorial de nuestro sistema visual, pero la proporcionaremos en el momento adecuado a lo largo de los capítulos siguientes.

digitalia
www.digitalia.us

TABLA 7.1
Intervalos típicos de las reservas fusionales (en Δ).

Reserva fusional	*Visión lejana (a 6 m)*		*Visión cercana (a 33 cm)*	
	Mínimo	Máximo	Mínimo	Máximo
Negativa (BN)	7	10	16	18
Positiva (BT)	20	35	25	35
Vertical (BS o BI)	2	4	2	4

Estos datos deben tenerse en cuenta a la hora de establecer las tolerancias de fabricación de prismas, errores de fabricación en el centrado de un par de lentes esféricas (Fannin & Grosvenor, 1996; Tunnacliffe, 1997: 544), pero también en efectos prismáticos no intencionados. Ya que el sistema visual es más sensible a movimientos verticales disociados provocados por prismas diferenciales, es costumbre imponer una tolerancia de error prismático más restrictiva en errores verticales (~ 0.25 Δ) que en errores horizontales (~ 1 Δ).

Estos mismos datos son también claves para entender los problemas visuales de sujetos anisométropes compensados. Un anisométrope es una persona con refracciones diferentes en cada ojo, es decir, $R_I \neq R_D$ (con 1 D o más de diferencia). En consecuencia, las potencias compensadoras P_n serán diferentes por lo que, aunque no habrá ningún efecto prismático mirando a través de los centros ópticos de las prescripciones, un sujeto anisométrope compensado notará efectos prismáticos notables según la dirección de la mirada. Estos efectos prismáticos son más molestos para la lectura, es decir, para descensos de la mirada. Ya que esta acción es bastante corriente todos los días, el optometrista debe conocer y aplicar correctamente cualquiera de los recursos disponibles para reducir estos efectos prismáticos verticales (Fannin & Grosvenor, 1996: 294).

Adaptación a prismas

Otro aspecto interesante, el cual retomaremos otras veces en capítulos posteriores, es la *adaptación a prismas* (Cotter, 1996: 87; Boff, Kaufman y Thomas, 1986). En principio, este concepto debe entenderse como un mecanismo oculomotor que reduce paulatinamente el efecto prismático, aunque no se reduce completamente. Esta adaptación prismática se da independientemente de la dirección de mirada. También incluye este concepto los post-efectos oculomotores y sensoriales tras un uso prolongado con prismas. Habitualmente, las reservas fusionales o vergencias prismáticas, tabuladas arriba (tabla 7.1), se denotan también como el mecanismo vergencial de *fusión rápida* de que dispone nuestro sistema visual. De esta forma, la adaptación a prismas se identifica también como el mecanismo vergencial de *fusión lenta* (Schor, Ciuffreda 1983). Ambos mecanismos pueden

potenciarse o mejorarse mediante ejercicios ortópticos controlados (Cotter, 1996; Griffin y Grisham, 1995; Rutstein y Daum, 1998).

Un prisma antepuesto sobre un ojo, como ya sabemos, provoca una rotación ocular extra para mantener la fijación bifoveal con el otro ojo. Recordando los aspectos introductorios de las forias (§ cap. 5), es como si provocáramos artificialmente en el sujeto una heteroforia o *foria inducida*. En principio, si no hubiera adaptación al prisma, el valor de la foria inducida sería siempre el mismo que la potencia eficaz del prisma. Pero, al haber adaptación, el valor medido de foria (artificial) se reduce paulatinamente a un ritmo tal que, por ejemplo, con 2 Δ de prisma vertical, la adaptación se completa entre 3 y 7 minutos (puesto que existen diferencias individuales). Cuando se quita el prisma se produce un post-efecto contrario, es decir, el sujeto presenta una foria opuesta a la inducida con el prisma; pero el tiempo de recuperación del estado normal es rápido (~ 2 minutos).

Con prismas diferenciales verticales, de base superior o inferior, las respuestas de adaptación son simétricas tanto en fijación lejana como cercana, con un patrón claramente logarítmico (fig. 7.7). Con un aumento gradual de la potencia prismática inductora, la velocidad de adaptación es menor y, por tanto, se requiere más tiempo para alcanzar otra vez la fusión binocular (si es que se produce). Por ejemplo, muchas personas logran adaptar lentamente 4 Δ verticales, pero casi ninguna lo consigue ya con 6 Δ.

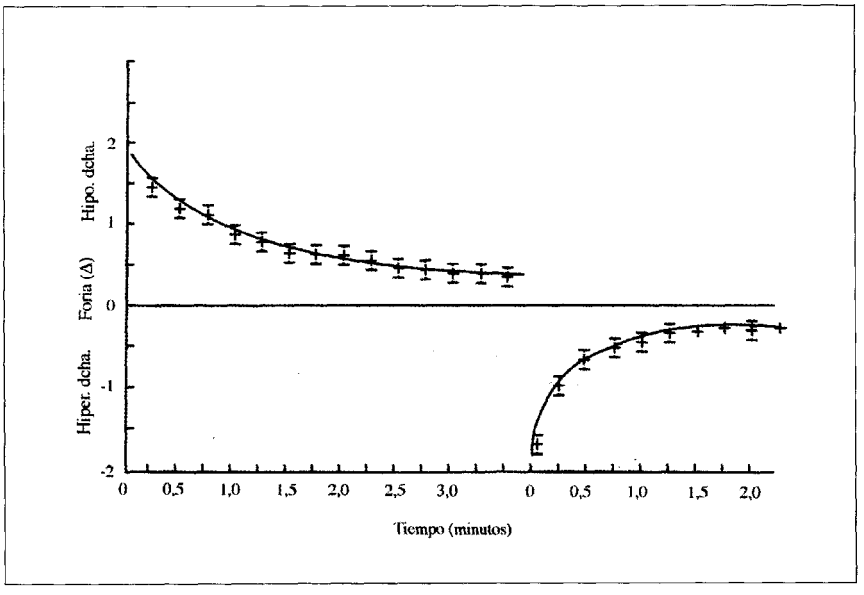


Fig. 7.7 Cambio en la respuesta de foria inducida con la duración en visión binocular después de la inserción (sobre el eje de abscisas) y la retirada (debajo del eje de abscisas) de un prisma de base superior de 2 Δ en el ojo izquierdo para una fijación de 4 m. Son datos tomados de un promedio de 8 personas con visión binocular normal marcándose los intervalos de desviación. (Cotter, 1996)

Con prismas diferenciales horizontales, de base temporal o nasal, las respuestas de adaptación son asimétricas, no para fijación cercana pero sí para fijación lejana (fig. 7.8). Por otra parte, el grado de adaptación a prismas de magnitud creciente aumenta hasta que dicha magnitud se acerca al límite de reservas fusionales (ARC_+ y ARC_-) del individuo: por ejemplo, tras 3.5 minutos de visión binocular, un prisma de 6 Δ (BT) se adapta por 4 Δ (Eso), un prisma de 18 Δ (BT) se adapta por 11.6 Δ (Eso), pero un prisma de 24 Δ (BT) se adapta por 12 Δ (Eso), síntoma de que se alcanza la reserva fusional positiva para esa distancia de fijación.

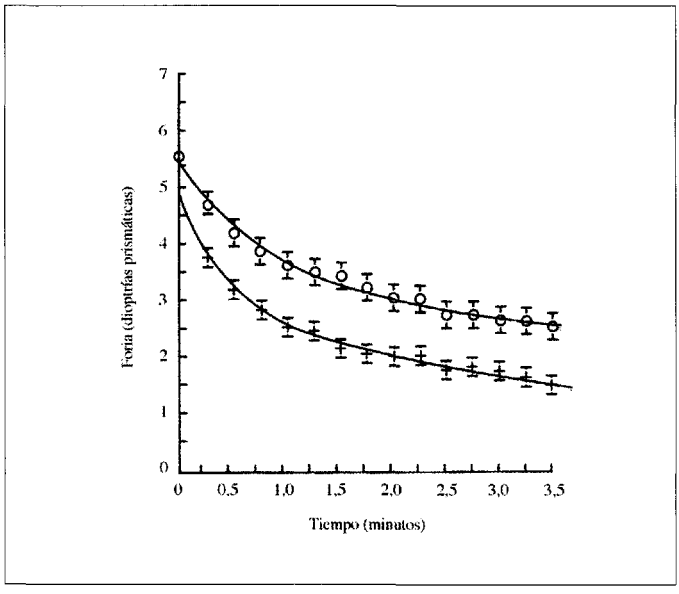


Fig. 7.8 Cambio en la respuesta de foria inducida con la duración en visión binocular después de la inserción de un prisma de base temporal de 6 Δ (+) y un prisma de base nasal de 6 Δ (○) para una fijación de 4 m. Son datos tomados de un promedio de 40 personas con visión binocular normal marcándose los intervalos de desviación. (Cotter, 1996).

Teniendo en cuenta estos datos y otros estudios relacionados con este tema, podemos extraer las conclusiones siguientes:

1. La adaptación normal a forias inducidas por prismas está relacionada con la posesión de una visión binocular confortable.
2. Los pacientes con anomalías de visión binocular que producen síntomas poseen invariablemente un mecanismo anormal de adaptación a prismas, siendo mayor esta anormalidad en visión lejana, donde los síntomas son más graves.

3. La capacidad de adaptación puede usarse como guía para seguir la eficacia del entrenamiento visual. Si la capacidad de adaptación del paciente mejora, parece probable que sus síntomas se alivien. Si no se produce mejora, será poco probable que mantener el entrenamiento visual (ejercicios ortópticos) sirva para aliviar los síntomas, por lo que el optometrista debería considerar la necesidad de prescribir prismas.

7.2 Objeto binocular efectivo

Ya sabemos que cualquier sistema óptico, lente o prisma, antepuesto delante del ojo fuerza a éste a girar de nuevo para mantener la fijación foveal. Este giro adicional se debe a que el ojo no observa el objeto real sino la imagen intermedia proporcionada por la lente o el prisma. Por tanto, es esta imagen intermedia la que equivale efectivamente como objeto para el ojo, y no el objeto real. En tales situaciones, un objeto real visto sin ningún tipo de lentes, en la posición de la imagen intermedia que correspondería con lentes, tendría asociado la misma rotación ocular que la de él mismo visto con lentes colocado en la posición conjugada de su imagen.

Ahora bien, hasta ahora hemos tratado con objetos puntuales, pero si consideramos objetos bidimensionales (líneas, planos) y los dos ojos, el planteamiento anterior necesita matizarse puesto que la apariencia binocular del objeto bidimensional visto con lentes o prismas puede ser diferente a la que se juzgaría visto sin lentes ni prismas. Por tanto, se define *objeto binocular efectivo* (Rabbetts, 1998: 243) como un objeto hipotético asociado con el objeto real tal que requeriría, en todos sus puntos, las mismas rotaciones oculares para la fijación binocular con los ojos libres al igual que el objeto real visualizado a través de lentes o prismas. Por tanto, la importancia de este concepto reside en que proporciona pistas importantes para conocer la apariencia probable del objeto real visto binocularmente. Para este análisis, distinguiremos a continuación entre visión binocular con lentes y con prismas, lo cual servirá de ayuda para comprender el diseño óptico de los estereoscopios, que son los instrumentos ópticos binoculares que proporcionan sensación de profundidad.

7.2.1 *Variación del objeto binocular efectivo con lentes esféricas*

Sea un sujeto que observa binocularmente un segmento GH a través de un par de lentes esféricas centradas de potencia P_f' (fig. 7.9). Si las lentes son negativas, el plano imagen intermedio conjugado con el plano objeto real estará más cerca de los ojos, y las imágenes monoculares $G'_IH'_I$ y $G'_DH'_D$ serán más pequeñas que el segmento original. Considerando la aproximación paraxial, si se proyectan las líneas de mirada de ambos ojos sobre cada extremo (G y H) de las dos imágenes monoculares, se obtiene el objeto binocular efectivo G_BH_B que resultaría de tener la misma convergencia simétrica (en su punto medio M_B) que el segmento real GH (en su punto medio M) a través de las lentes. En este caso,

es decir, para lentes negativas centradas de igual potencia, el objeto binocular efectivo es de igual tamaño que el objeto real pero se encuentra ligeramente más alejado. Si consideramos lentes positivas centradas de igual potencia, el objeto binocular efectivo queda de igual tamaño que el objeto real pero ligeramente más cerca.

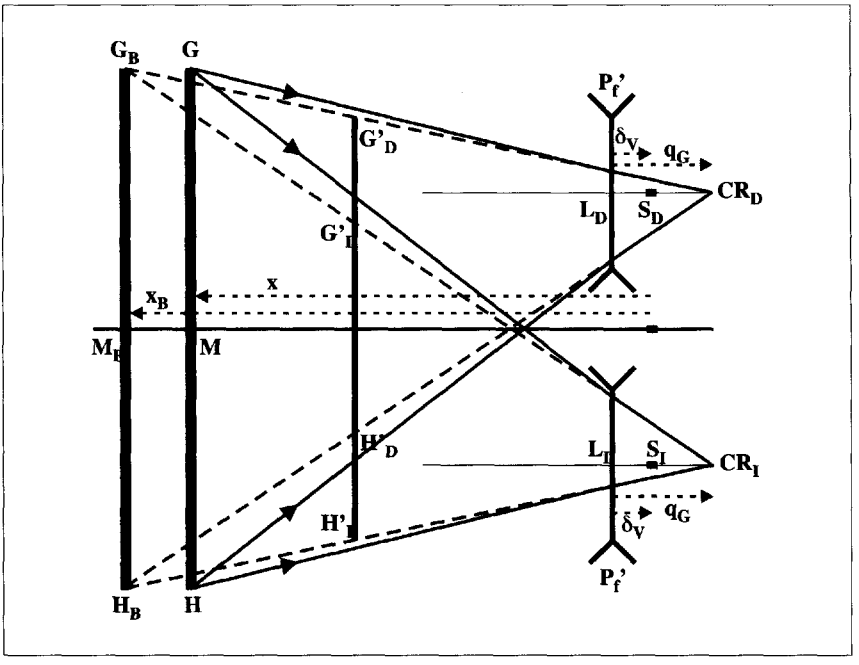


Fig. 7.9 Posición del objeto binocular efectivo G_BH_B de un objeto real GH visto binocularmente a través de un par de lentes negativas centradas de igual potencia P_f'.

Veamos a continuación la deducción de la posición x_B, sobre la línea media, del objeto binocular efectivo. Manteniendo la nomenclatura de las variables implicadas ya conocidas (C, δ_V, X_G, Q_G, P_f', etc.), siguiendo los detalles de la fig. 7.9 y teniendo en cuenta la definición de objeto binocular efectivo, se cumplirá que, de acuerdo con la ec. 6.35 ($c = 0$) y trabajando en ángulos métricos, podemos igualar dos expresiones diferentes de convergencia:

$$C = \frac{X_B Q}{X_B - Q} = \frac{X_G Q_G}{X_G + P_f' - Q_G} \tag{7.12}$$

donde X_B es la vergencia asociada a la posición x_B del objeto binocular efectivo, el cual se observaría sin ningún tipo de lentes, de ahí que deba ser Q y no Q_G la variable restante.

Despejando inicialmente la vergencia X_B se llega a:

$$X_B = \frac{CQ}{C-Q} = -\frac{X_G Q Q_G}{QX_G + QP_f' - QQ_G - X_G Q_G} \tag{7.13}$$

Invirtiendo la expresión anterior y teniendo en cuenta el paso de vergencias a posiciones obtenemos:

$$x_B = \frac{1}{X_G} + \frac{1}{Q} - \frac{1}{Q_G} - \frac{P_f'}{X_G Q_G} = x_G + q - q_G - x_G q_G P_f' \tag{7.14}$$

Por último, teniendo en cuenta que $x_G = x + \delta_V$ y $q_G = q + \delta_V$ cuando convenga aplicar, la expresión anterior se reduce a:

$$x_B = x - x_G q_G P_f' \tag{7.15}$$

Si se llevan puestas lentes de contacto ($\delta_V = 0$), quedaría que $x_B = x(1 - qP_f')$, con lo que podemos denotar el término $q_G P_f'$ como el *factor de desplazamiento*, que es aproximadamente el cambio porcentual relativo de desplazamiento ($x_B - x$) / x. Así, por ejemplo, tomando q = 13.5 mm, un objeto real GH a 25 cm de distancia visto a través de un par de lentes de contacto –2 D tiene asociado un objeto binocular efectivo $G_B H_B$ de igual tamaño a 25.675 cm. En cambio, con un par de lentes de igual potencia a 12 mm del vértice corneal, el objeto binocular efectivo asociado al mismo objeto real quedaría a 26.214 cm.

Si el par de lentes se descentra horizontalmente, el mismo valor provocará un desplazamiento lateral de las imágenes monoculares intermedias $G'_I H'_I$ y $G'_D H'_D$, aunque mantendrán el mismo ángulo subtendido. Consecuentemente, tanto la posición como el tamaño del objeto binocular efectivo $G_B H_B$ cambiarán. Si el descentrado produce un efecto prismático de base nasal, el objeto binocular efectivo se aleja más aumentando de tamaño. Si el descentrado provoca un efecto prismático de base temporal, el objeto binocular efectivo se acerca más disminuyendo de tamaño. Un caso interesante es aquel en el que las lentes se descentran para ajustarse a una distancia de trabajo. En este caso, el objeto binocular efectivo se encuentra en el mismo plano que el objeto real, pero es más grande si las lentes son positivas (adición *Ad*) o más pequeño sin las lentes son negativas.

Otro caso importante que merece comentarse es el que se produce cuando el par de lentes tienen potencias diferentes, el cual puede servir para comprender la visión binocular de un sujeto anisométrope ($R_I \neq R_D$). Considerando un plano de fijación horizontal y lentes centradas, un segmento GH como objeto real de la figura anterior tendrá asociado un objeto binocular efectivo $G_B H_B$ que parecerá un segmento inclinado. Esta inclinación será hacia los ojos en el lado donde se

encuentre la lente más negativa (fig. 7.10) o el ojo más hipermétrope, o hacia la lente positiva con menor potencia, que equivale al ojo menos miope. El valor típico de inclinación es de aproximadamente 8° por cada dioptría de anisometropía ($R_I - R_D$).

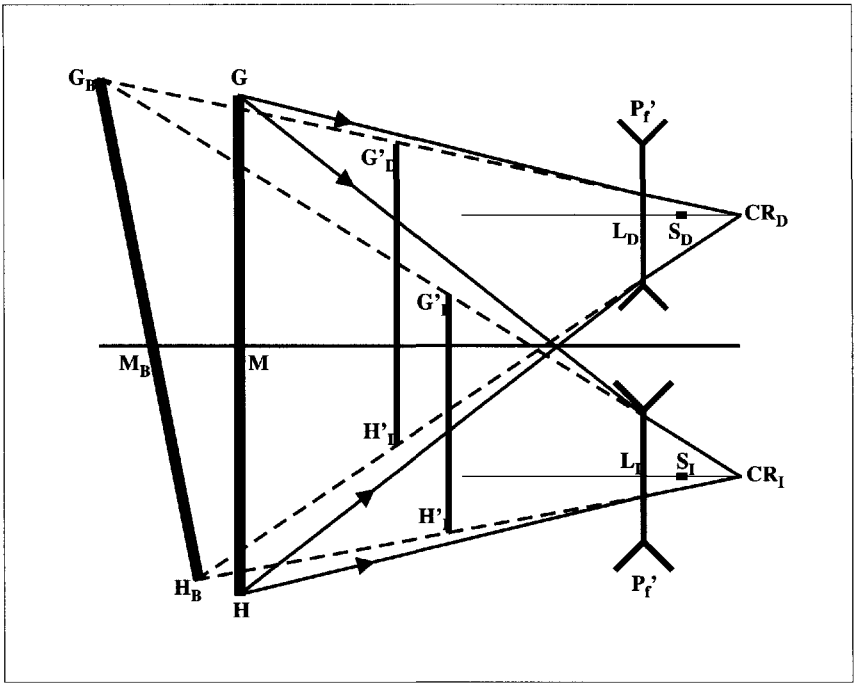


Fig. 7.10 Posición e inclinación del objeto binocular efectivo G_BH_B de un objeto real GH visto binocularmente a través de un par de lentes negativas centradas tal que la lente del ojo izquierdo es más negativa que la del ojo derecho.

7.2.2 *Variación del objeto binocular efectivo con prismas*

En el caso de prismas horizontales de igual potencia, el objeto binocular efectivo G_BH_B asociado a un objeto real GH se sitúa en una posición bastante diferente a la del objeto real. Si es una pareja de prismas de base temporal, el objeto binocular efectivo queda más cerca de los ojos y subtiende angularmente menos que el objeto real (fig. 7.11), lo cual da la impresión de que el objeto se ha reducido aparentemente de tamaño. Lo contrario ocurre con una pareja de prismas de base nasal.

digitalia
www.digitalia.us

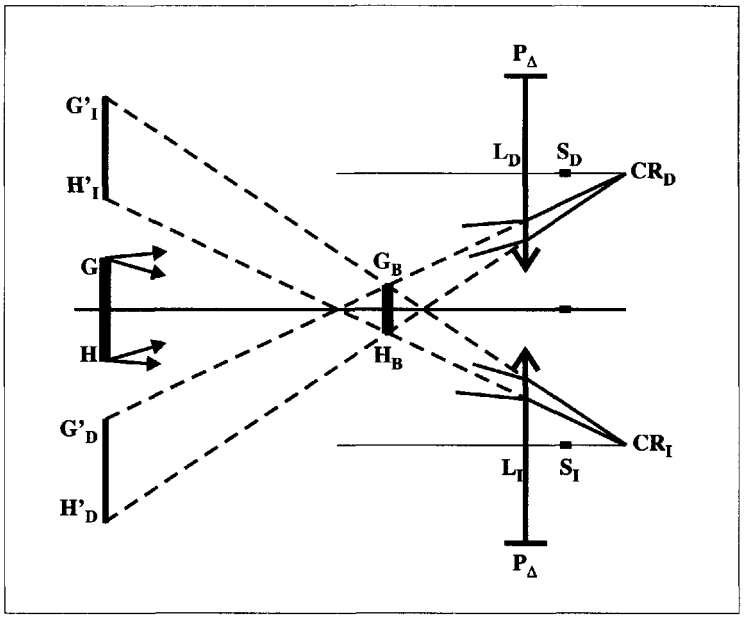


Fig. 7.11 Posición del objeto binocular efectivo G_BH_B de un objeto real GH visto binocularmente a través de un par de prismas de base temporal de igual potencia P_Δ.

Veamos a continuación la deducción de la posición x_B, sobre la línea media, del objeto binocular efectivo. Manteniendo la nomenclatura de las variables implicadas ya conocidas (C, δ_V, x_G, q_G, P_Δ, etc.), siguiendo los detalles de la fig. 7.11 y teniendo en cuenta la definición de objeto binocular efectivo, se cumplirá que, de acuerdo con la ec. 7.11 y trabajando en ángulos métricos (P_Δ en am), podemos igualar dos expresiones diferentes de convergencia:

$$C = \frac{X_B Q}{X_B - Q} = \frac{1}{q-x} + 2\frac{x_G}{x-q} P_\Delta \tag{7.16}$$

Despejando inicialmente la vergencia X_B para después invertirla para conseguir x_B se llega a:

$$x_B = \frac{C-Q}{CQ}, \quad \text{siendo} \quad C = \frac{1-2x_G P_\Delta}{q-x} \quad \text{y} \quad Q = \frac{1}{q}$$

$$\Rightarrow \quad x_B = \frac{x - 2x_G q P_\Delta}{1 - 2x_G P_\Delta} \tag{7.17}$$

Dado que es costumbre proporcionar la potencia nominal de un prisma en dioptrías prismáticas, podemos reconvertir la expresión final de arriba teniendo en cuenta que la distancia interpupilar *dip* debe estar en centímetros y el resto de variables (x, x_G, q) en las unidades convencionales. Haciendo esto se obtiene:

$$x_B = \frac{dip \cdot x - 2x_G q P_\Delta}{dip - 2x_G P_\Delta} \tag{7.18}$$

Así, por ejemplo, con el par de prismas de 10 Δ (BT) pegados a los ojos ($\delta_V = 0$) y considerando el objeto real GH situado a 25 cm de los ojos (*dip* = 6.2 cm y q = 13.5 mm), el objeto binocular efectivo G_BH_B está 13.24 cm por delante de los ojos. En cambio, con una distancia de vértice de 12 mm, el objeto binocular efectivo queda 13.56 cm por delante de los ojos. Si mantenemos todos los datos anteriores pero intercambiamos el par de prismas por unos de base nasal de potencia –10 Δ (BN), se obtiene que el objeto binocular efectivo G_BH_B se aleja hasta 1.35 m con los prismas pegados, y se sitúa a 1.12 m teniendo en cuenta la distancia de vértice de 12 mm.

Finalmente, si consideramos el caso de que los prismas tienen potencias diferentes aparecería un efecto adicional sobre el objeto binocular efectivo. Éste se desplazaría lateralmente hacia la línea de mirada del ojo que lleva el prisma de base nasal de mayor potencia o el prisma de base temporal de menor potencia.

7.2.3 *Estereoscopio de Brewster-Holmes*

Un *estereoscopio* es un instrumento óptico que permite visualizar una escena con efecto tridimensional (en relieve). La escena puede ser un dibujo repetido dos veces bajo dos puntos de vista diferentes o puede ser realmente una escena real fotografiada desplazando la cámara aproximadamente la distancia interpupilar (Waack, 1999). El par resultante se denomina *pareja estereoscópica* (§ capítulo 14) y los objetos de la escena difieren en una copia u otra en su desplazamiento lateral relativo, o *disparidad objeto*. Como ya se comentó en el capítulo 5, la disparidad objeto es estímulo suficiente para verger fusionalmente la mirada, de forma que colocando adecuadamente la pareja estereoscópica sobre el estereoscopio se puede apreciar tridimensionalmente la escena partiendo de dos imágenes bidimensionales.

Veamos cómo se relaciona la disparidad objeto de la pareja estereoscópica con el objeto binocular efectivo. Supongamos dos objetos G y H dentro de una escena (por ejemplo, un árbol y un coche sobre un paisaje de fondo). Si tenemos una pareja estereoscópica, la separación lateral entre G y H será diferente en las copias para los ojos izquierdo y derecho (fig. 7.12), es decir, existirá una disparidad objeto entre los estereopares G_IG_D y H_IH_D. Si utilizamos como estereoscopio el primero diseñado históricamente por Wheatstone (1838), compuesto por un par de espejos, se puede apreciar que el observador ve en cada ojo por separado las imágenes intermedias $G'_IH'_I$ y $G'_DH'_D$ (fig. 7.12). Pero en realidad, aplicando el

concepto de objeto binocular efectivo, el observador aprecia un efecto de profundidad entre G_B y H_B porque las proyecciones de las imágenes intermedias $G'_I G'_D$ y $H'_I H'_D$ dan lugar a una diferencia real de profundidad relativa.

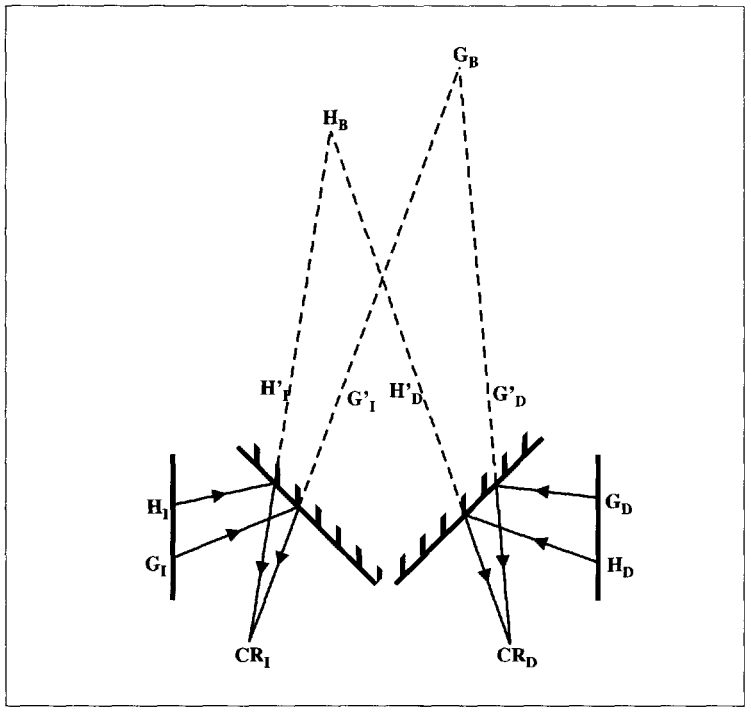


Fig. 7.12 Principio óptico-geométrico del estereoscopio de Wheatstone.

Históricamente, el siguiente diseño de estereoscopio que siguió al de Wheatstone fue el de Brewster (1849), compuesto por un par de lentes esféricas positivas centradas; pero, en la actualidad, el estereoscopio más usado, incluso en la práctica clínica, es una variante de éste, debido a Holmes (1861), el cual consta simplemente de un par de lentes esféricas descentradas temporalmente, lo cual provoca un efecto prismático positivo adicional (Phillips, 2000; Waldsmith, 2002; fig. 7.13, ver Apéndice de color). El estereoscopio de Bewster-Holmes no es más, por tanto, que un instrumento óptico compuesto por un par de lentes esféricas descentradas que sirve para visualizar tridimensionalmente parejas estereoscópicas, pero que, variando de forma controlada la disparidad objeto y la distancia de observación de las parejas estereoscópicas, puede utilizarse en la práctica optométrica como instrumento de medida de la función binocular (reservas fusionales, terapia visual, etc.). Veamos a continuación con más detalle su diseño óptico y su uso optométrico correcto en relación con el cociente *C/A*.

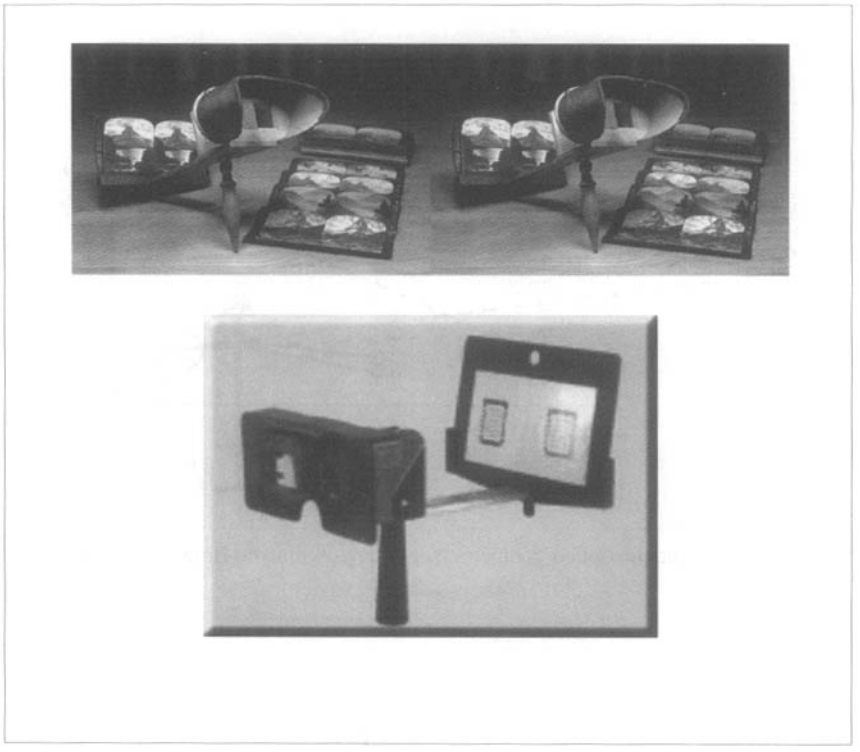


Fig. 7.13 Imágenes de dos estereoscopios de Brewster-Holmes: arriba, modelo del siglo XIX; abajo, modelo actual.

Uso del estereoscopio de Brewster-Holmes en la práctica clínica

Al igual que antes, la obtención de los objetos binoculares efectivos G_B y H_B de los estereopares $G_I G_D$ y $H_I H_D$ de las parejas estereoscópicas es fácil de conseguir trazando las proyecciones de las imágenes monoculares intermedias $G'_I H'_I$ y $G'_D H'_D$ (fig. 7.14). La posición x_B del objeto binocular efectivo sobre la línea media, como marca G_B en la figura anterior, requiere partir de un esquema complementario (fig. 7.15) pero semejante al ya presentado en el capítulo anterior (fig. 6.11). Ya que estamos en el plano horizontal de fijación (XZ), intercambiamos en la ec. 6.33 las variables y e y' por z y z', siendo éstas respectivamente las posiciones laterales desde la posición primaria del ojo del estereopar $G_I G_D$ y sus imágenes intermedias $G'_I G'_D$. Suponiendo entonces un observador emétrope, la rotación monocular θ que ejercerá en general el ojo izquierdo sobre la imagen G' será:

$$\theta = \frac{z'}{q_G - x'_G} = \frac{Q_G \left(z X_G - c P_f' \right)}{X_G + P_f' - Q_G} \tag{7.19}$$

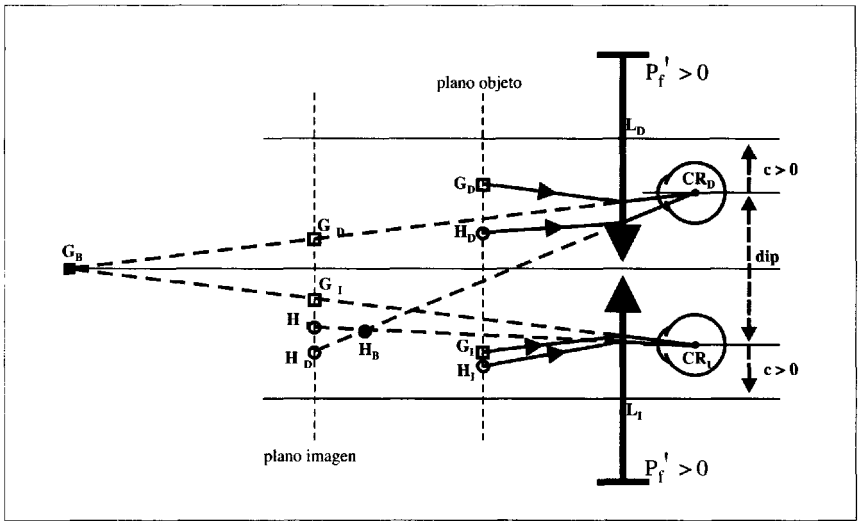


Fig. 7.14 Principio óptico-geométrico del estereoscopio de Brewster-Holmes.

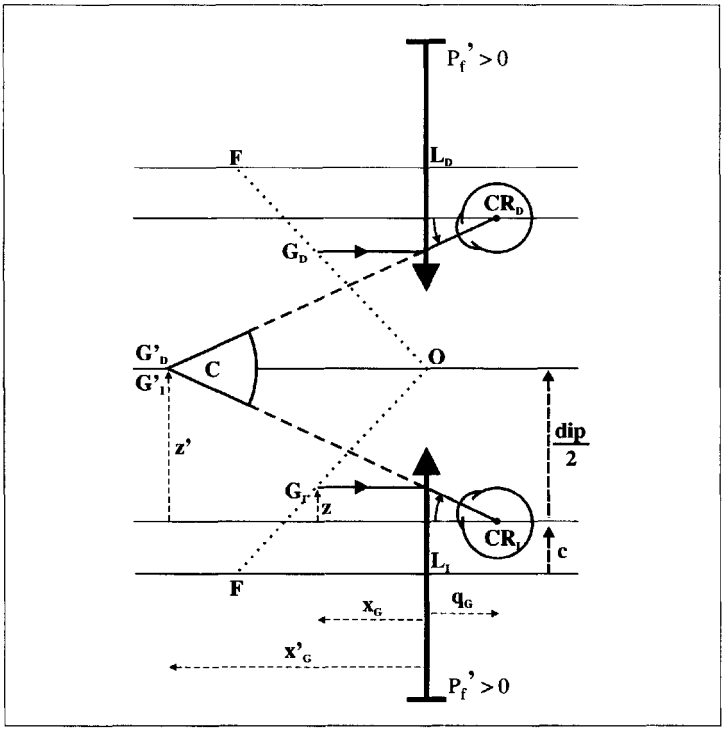


Fig. 7.15 Esquema óptico-geométrico sobre la localización de la línea de ortoforia FO en el estereoscopio de Brewster-Holmes para la práctica clínica.

Si lo que buscamos es que la imagen intermedia G' caiga sobre la línea media para que el cociente *C/A* sea la unidad para el observador emétrope, debemos imponer que $z' = dip/2$. Teniendo en cuenta la ecuación de Gauss asociada a la lente P_f', lo expresado antes se puede escribir como:

$$z' = \frac{zX_G - cP_f'}{X_G + P_f'} = \frac{dip}{2} \tag{7.20}$$

De esta condición podemos deducir cuál es el locus (x_G, z) de los estereopares que van a visualizarse sobre la línea media. Despejando, por tanto, x_G o bien z nos queda lo siguiente:

$$x_G = \frac{z - \frac{dip}{2}}{c + \frac{dip}{2}} f' \qquad z = \frac{dip}{2} + x_G \frac{c + \frac{dip}{2}}{f'} \tag{7.21}$$

siendo f' la distancia focal imagen de la lente de potencia P_f'.

Tanto en una versión como en la otra, la condición impuesta anteriormente marca una línea recta (FO en la fig. 7.15) que parte del foco objeto de la lente hasta la intersección del plano de la lente con la línea media. Esto mismo se repite para el ojo derecho. A esta línea FO se le denomina *línea de ortoforia* o locus de los *puntos neutros* de un estereoscopio de Brewster-Holmes (Tunnacliffe, 1997: 547; Rabbetts, 1998: 198) puesto que se cumplirá que el observador emétrope ejercerá *C/A* = 1, que es lo recomendable para que el efecto estereoscópico se visualice cómodamente. Si los estereopares están sobre los ejes ópticos de las lentes, es decir $z = -c$, o sea, caen sobre los focos objetos F de las lentes, el objeto binocular efectivo se visualizará en infinito. Si, por el contrario, los estereopares cumplen que $z = dip/2$, es decir, quedan pegados al separador o *septum* del estereoscopio (fig. 7.13, ver Apéndice de color), el objeto binocular efectivo caerá sobre el punto O. Veamos entonces cómo la variación de la separación de los estereopares con el plano fijo del estereograma, o sea z variable con x_G constante, o cómo el desplazamiento de las parejas estereocópicas, es decir, x_G variable con z constante, pueden servir para manipular el cociente *C/A* y obtener así procedimientos para realizar ejercicios optópticos (reservas fusionales, etc.).

Para aprovechar el estereoscopio de Bewster-Holmes en la práctica clínica se utiliza habitualmente una pareja estereoscópica sencilla, compuesta por dos letras («EN» para el ojo izquierdo, «NO» para el ojo derecho) de forma que la letra central es el estereopar que debe fusionarse (fig. 7.16). Cualquiera que sea

la posición (x_G) donde se coloque el estereograma o se desplacen lateralmente las letras (z), la acomodación que realizará el sujeto emétrope será:

$$A = -X' = -\frac{X'_G}{1-\delta_V X'_G} = -\frac{X_G + P_f'}{1-\delta_V\left(X_G + P_f'\right)} \tag{7.22}$$

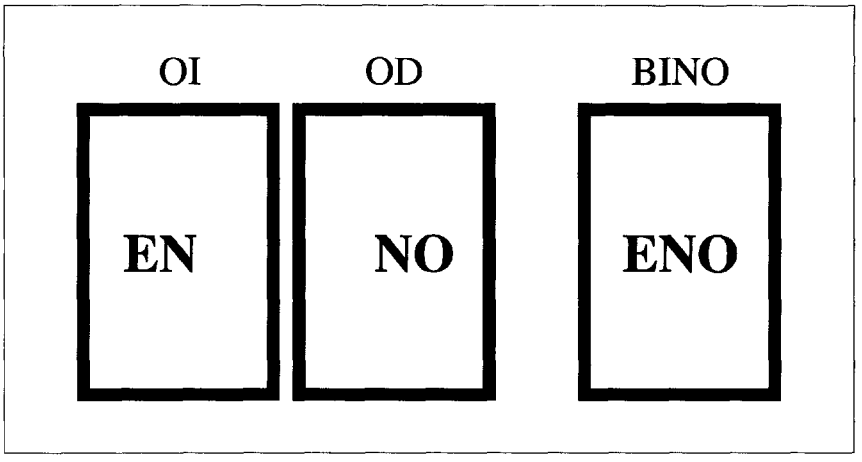


Fig. 7.16 Cartas fusionales típicas para el estereoscopio de Brewster-Holmes. Se muestra también cómo debe visualizarse con fusión binocular.

Supongamos que partimos de una posición x_G del estereograma tal que pertenece a la línea de ortoforia, y que la denotamos como x_O. En tal posición, si un estereopar $G_I G_D$ se encuentra simétricamente situado de forma que su posición lateral z cumple la línea de ortoforia, las imágenes intermedias $G'_I G'_D$ y el objeto binocular G_B se superpondrán sobre la línea media. Denotemos de igual manera a esta posición lateral como z_O. En tales condiciones iniciales, se verificará que la posición x_B del objeto binocular efectivo que se ha elegido vendrá dada por la expresión siguiente:

$$x_B = \frac{1-\delta_V\left(X_O + P_f'\right)}{X_O + P_f'} \tag{7.23}$$

Y se cumplirá que:

$$\frac{C}{A} = \frac{2\dfrac{Q_G\left(z_O X_O - cP_f'\right)}{X_O + P_f' - Q_G}}{-\dfrac{X_O + P_f'}{1-\delta_V\left(X_O + P_f\right)}} = 1 \tag{7.24}$$

Si, por ejemplo, se ha elegido colocar el plano del estereograma sobre el plano focal objeto de las lentes, es decir, $x_G = x_O = f$, y los estereopares $G_I G_D$ están centrados sobre las lentes, es decir, $z = z_O = -c$, el objeto binocular efectivo G_B asociado al estereopar se visualizará en infinito con convergencia y acomodación nulas. En cualquier otra posición de partida (x_O, z_O) del estereopar, el objeto binocular efectivo se visualizará más cerca. Por ejemplo, en el uso cotidiano del estereoscopio para observar fotografías estereoscópicas, las lentes tienen una potencia de +5.25 D y se descentran aproximadamente 1.25 cm, con lo que el plano del estereograma se sitúa a 19.05 cm del soporte de las lentes para visualizarlo en visión lejana. Si el plano del estereograma se acerca hasta $f/2$ (= 9.52 cm) y se ha mantenido el desplazamiento lateral del estereopar a lo largo de la línea de ortoforia, el objeto binocular efectivo quedará pegado justo encima del plano del estereograma. Por tanto, a lo largo de la línea de ortoforia, con $x_G \in [f, f/2[$ = [19.05 , 9.52[cm el rango posible de valores de acomodación (convergencia) es [0, 5.25 [D (am).

Si mantenemos la posición x_O del plano del estereograma, y el estereoscopio permite desplazar lateralmente el estereopar, es decir, variar z, se cumplirá que hacia un sentido u otro, hacia dentro (hacia el septum) o hacia fuera, la acomodación A permanecerá constante pero no la convergencia C. El valor de convergencia C que se controla con la variación lateral del estereopar será:

$$C = 2\frac{Q_G\left(zX_O - cP_f'\right)}{X_O + P_f' - Q_G} \tag{7.25}$$

Esta estrategia permite, por tanto, desplazando el estereopar hacia dentro ($z \rightarrow dip/2$) o hacia fuera ($z \rightarrow -dip/2$) hasta alcanzar el punto de ruptura de la visión haplópica, encontrar respectivamente las reservas fusionales positivas (ARC_+) y negativas (ARC_-) para cada distancia de fijación x_B. En la fig. 7.17 el estereopar $G_I G_D$ se denota como $H_I H_D$ al acercarlo hacia dentro dando lugar a un objeto binocular efectivo H_B más cercano que G_B, lo que implica una convergencia mayor que la ejecutada inicialmente sobre G_B ($\equiv G'_I = G'_D$). Por otro lado, en la misma figura, el estereopar $G_I G_D$ se denota como $K_I K_D$ al separarlo hacia fuera dando lugar a un objeto binocular efectivo K_B más alejado que G_B, lo que implica una convergencia menor que la ejecutada inicialmente sobre G_B ($\equiv G'_I = G'_D$).

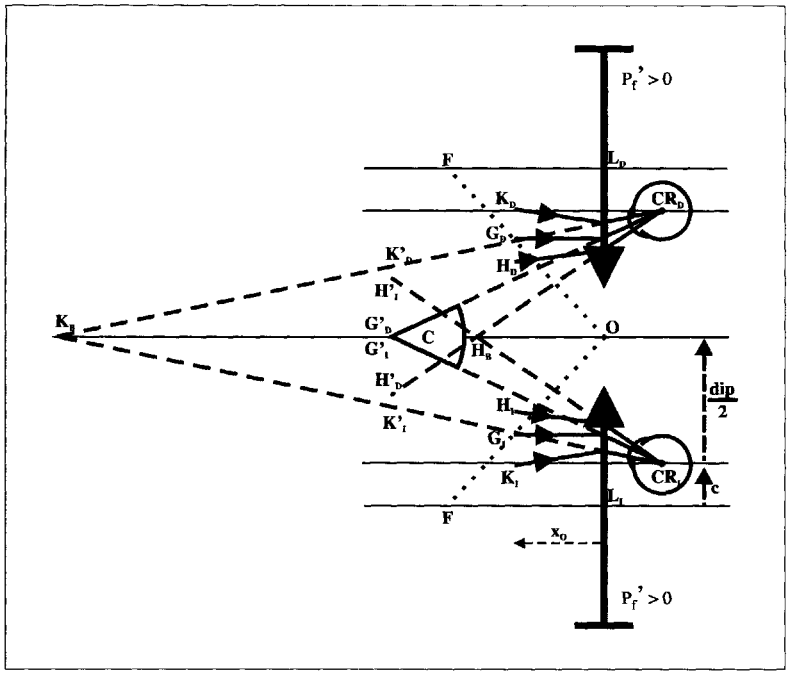


Fig. 7.17 Esquema óptico-geométrico del uso del estereoscopio de Brewster-Holmes para variar la convergencia *C* con la acomodación *A* controlada. Para ello solamente es necesario mantener el plano del estereograma y variar la separación entre el estereopar $G_I G_D$; hacia dentro ($H_I H_D$) aumenta la convergencia; hacia fuera ($K_I K_D$) disminuye.

Ahora bien, si por el contrario, mantenemos la separación lateral ($z = z_O$) del estereopar, y el estereoscopio puede desplazarse hacia atrás o hacia delante, es decir, variar x_G, se cumplirá que hacia un sentido u otro la convergencia *C* permanecerá constante pero no la acomodación *A*. La posición inicial del objeto binocular efectivo x_B que hemos elegido se puede escribir como:

$$x_B = -\frac{\frac{dip}{2} - z_O + (z_O + c)\delta_V P_f'}{(z_O + c)P_f'} \tag{7.26}$$

De este modo, el valor inicial de convergencia *C* que se fija con la separación lateral z_O del estereopar se puede escribir como:

$$C = dip - \frac{(z_O + c)Q_G P_f'}{(z_O + c)P_f' + \left(\frac{dip}{2} - z_O\right)Q_G} \tag{7.27}$$

Pero, como se puede observar en la fig. 7.18, al desplazar el plano del estereograma desde la posición x_O de ortoforia manteniendo la separación lateral z_O del estereopar $G_I G_D$, el plano de las imágenes monoculares intermedias se desplazará pero el objeto binocular efectivo asociado se mantendrá en la misma posición. De esta forma, el nuevo valor de la acomodación *A* que se fuerza con convergencia constante viene dado por la ec.7.22. Esta estrategia permite, por tanto, desplazando el estereograma hacia delante ($x_G \rightarrow 0$) o hacia atrás ($x_G \rightarrow -\infty$) hasta alcanzar el punto de ruptura de la visión nítida, encontrar respectivamente las reservas acomodativas positivas (ARA_+) y negativas (ARA_-) para cada distancia de fijación x_B. En la fig. 7.18 el estereopar $G_I G_D$ se denota como $H_I H_D$ al adelantarlo dando lugar al mismo objeto binocular efectivo H_B que G_B, pero obtenido de la proyección de las imágenes intermedias $H'_I H'_D$ a partir de un plano mucho más cercano que el de las imágenes intermedias iniciales $G'_I G'_D$, lo cual implica una acomodación mayor que la ejercida inicialmente. Por otro lado, en la misma figura, el estereopar $G_I G_D$ se denota como $K_I K_D$ al retrasarlo dando lugar al mismo objeto binocular efectivo K_B que G_B, pero obtenido de la proyección de las imágenes intermedias $K'_I K'_D$ a partir de un plano mucho más alejado que el de las imágenes intermedias iniciales $G'_I G'_D$, lo cual implica una acomodación menor que la ejercida inicialmente.

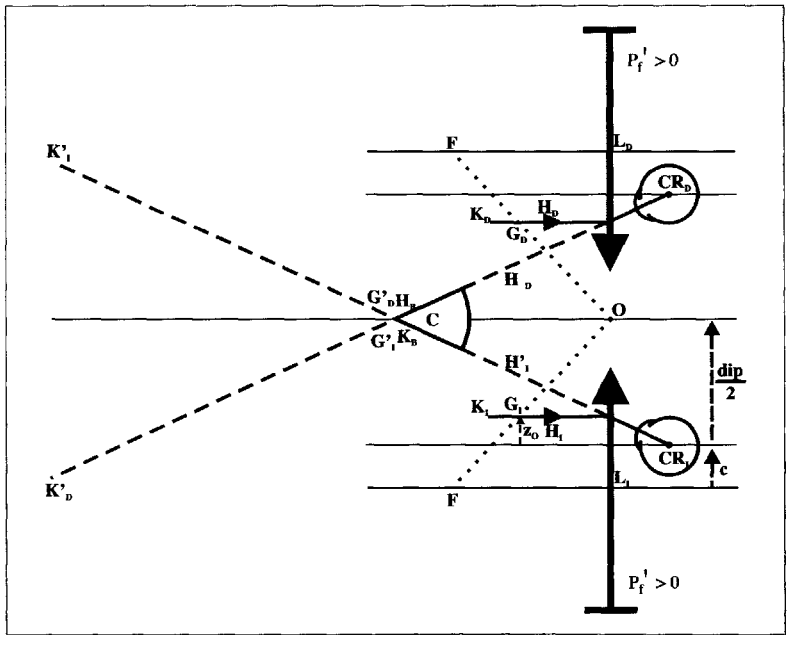


Fig. 7.18 Esquema óptico-geométrico del uso del estereoscopio de Brewster-Holmes para variar la acomodación *A* con la convergencia *C* controlada. Para ello solamente es necesario mantener la separación entre el estereopar $G_I G_D$ y desplazar el plano del estereograma: más cerca ($H_I H_D$) aumenta la acomodación; más alejado ($K_I K_D$) disminuye.

Al igual que el estereoscopio de Brewster-Holmes, que es de lentes descentradas, los estereoscopios de prismas variables (de Holmes, con prismas de Risley), de espejos (de Wheatstone) y de láminas semireflectantes, o como la variante del *sinoptóforo* (Rabbetts, 1998: 203; Tunnacliffe, 1997: 517; fig. 7.19, ver Apéndice de color), permiten también la determinación de las reservas fusionales horizontales. No obstante, es el sinoptóforo el más usado de los citados en la práctica clínica diaria, debido, a pesar de su alto coste, a su versatilidad para un gran número de pruebas optométricas (ángulo κ del estrabismo, cicloforias, correspondencia retiniana anómala, etc.).

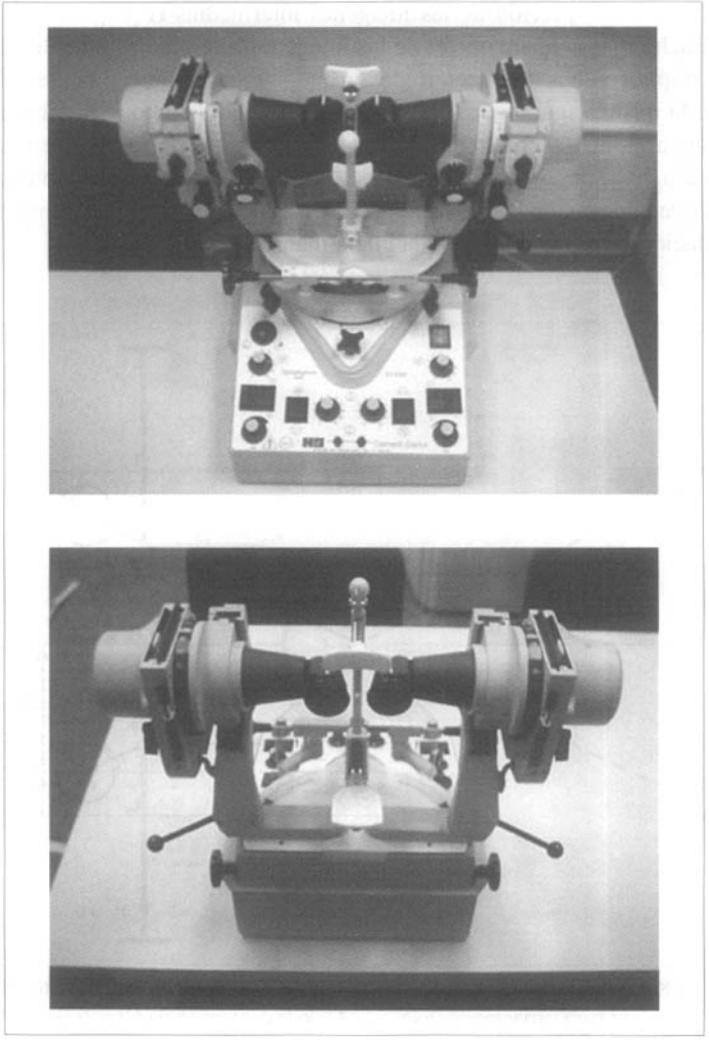


Fig. 7.19 Imágenes frontal (arriba), o según el optometrista, y trasera (abajo), o según el paciente, de un sinoptóforo.

7.3 La compensación óptica con prismas en visión binocular

Como ya se vio en el capítulo 5, las forias y los estrabismos son desviaciones anormales de la dirección de mirada. Entre las estrategias a seguir para compensar estos problemas visuales destacaban en primer lugar la compensación óptica de la ametropía (si la hubiera), a continuación le seguía la prescripción con prismas, y, por último, el uso de ejercicios ortópticos, o, si fuera necesario, la cirugía. Ahora bien ¿qué tipo de prisma puede servir para compensar la foria o el estrabismo de una persona?

Denotemos con Δ al valor de la desviación de la mirada de un sujeto fórico o estrábico. De esta manera, englobamos todos los posibles casos de foria de lejos (*FL*) o de cerca (*FC*), etc. Como ya se ha visto a lo largo de este capítulo, el ojo se desvía con un prisma antepuesto delante de él; es lo que hemos denotado como potencia eficaz $P_{\Delta e}$ de un prisma (ec. 7.3; fig. 7.3). Esto implica que el ojo se desvía hacia la dirección que marca la imagen desplazada por el prisma, es decir, que esta imagen intermedia hace de objeto (real) para el ojo. Por tanto, al igual que se hace con la compensación óptica de las ametropías (el foco imagen de la lente debe coincidir con el punto remoto de acomodación), un prisma con una potencia nominal P_{Δ} tal que la imagen desplazada coincide con la desviación de mirada del sujeto fórico o estrábico servirá para que el optometrista no note ninguna desviación de mirada en el paciente, puesto que el ojo de éste no necesitará realizar un giro extra para ver fovealmente la imagen desplazada. Es decir, que debe cumplirse que:

$$\Delta = P_{\Delta e} = \frac{Q_G}{Q_G - X_G} P_{\Delta} \tag{7.28}$$

Habitualmente, la búsqueda de este prisma compensador, o *prisma de medida*, se obtiene con el *cover test* usando una *barra de prismas* (Tunnacliffe, 1997: 525). El procedimiento consiste básicamente en probar qué prisma, con la orientación correcta, impide que se note un giro ocular al quitar o poner la tapadera o el oclusor.

Por esta razón, cada tipo básico de prisma puede servir para neutralizar ópticamente cada uno de los tipos siguientes de forias/estrabismos:

- Prismas de base nasal (BN), con $P_{\Delta} < 0$, para exoforias (Exo) y exotropías (ExoT);
- Prismas de base temporal (BT), con $P_{\Delta} > 0$, para esoforias (Eso) y esotropías (EsoT);
- Prismas de base superior (BS), con $P_{\Delta} < 0$, para hipoforias (Hipo) y hipotropías (HipoT);
- Prismas de base inferior (BI), con $P_{\Delta} > 0$, para hiperforias (Hiper) e hipertropías (HiperT).

7.3.1 *Introducción al tratamiento de las forias y estrabismos con prismas*

Determinar si un paciente obtendrá o no beneficios del uso de prismas y exactamente cómo han de prescribirse éstos constituye tan sólo la mitad del trabajo del optometrista, y, básicamente esto dependerá del éxito del diagnóstico diferencial de la anomalía binocular. Después, debe decidir cómo incorporar el prisma a la prescripción óptica. La incorporación del prisma a la prescripción óptica puede realizarse de diversas maneras. Las compensaciones prismáticas horizontales (base nasal o base temporal) se limitan a su aplicación en gafas (y no en lentes de contacto), pero pueden incluirse a modo de prismas acoplados con pinzas, descentramientos deliberados de las lentes de prescripción, prismas pulidos incorporados y prismas de membrana de Fresnel. Cuando es necesario una compensación prismática vertical (base superior o base inferior), el optometrista dispone de varias opciones adicionales: prismas tallados y, en pequeñas magnitudes, lentes de contacto prismáticas (Cotter, 1996). Otros aspectos prácticos nada despreciables son la disponibilidad de la dirección de la base, las distorsiones, la estética, el peso, las limitaciones de magnitud y el coste de los materiales.

Sin entrar en detalle en los aspectos específicos de los síntomas, el diagnóstico diferencial y el tratamiento de las heteroforias y los estrabismos, dominio de la Optometría Binocular (Caloroso, Rouse y Cotter, 1999; Griffin y Grisham, 2002; Rutstein y Daum, 1998; Tunnacliffe, 1997), sí que creemos conveniente, debido a la estructura de este capítulo, listar algunas reglas a tener en cuenta para que el uso optométrico de los prismas sea realmente efectivo y preciso (Cotter, 1996). Algunas de estas reglas ya han sido citadas implícitamente a lo largo de este capítulo, por lo que esta última sección puede considerarse como un resumen. En cambio, las reglas restantes, totalmente novedosas, se expondrán directamente sin ningún tipo de justificación pero que, aún así, pueden servir al lector para orientarse en el complejo mundo de la Optometría Binocular, dentro del cual esta monografía pretende cumplir solamente un cometido básico e introductorio. Estas reglas pueden subdividirse en los aspectos siguientes:

Posición del prisma

Se usa una posición de plano frontal (es decir, con la superficie ocular del prisma perpendicular a la dirección del objeto de fijación) para obtener medidas fiables con prismas en posiciones primarias y no primarias de mirada. Esto implica que el prisma deber girarse ligeramente hacia dentro cuando el objeto sea cercano (fig. 7.20).

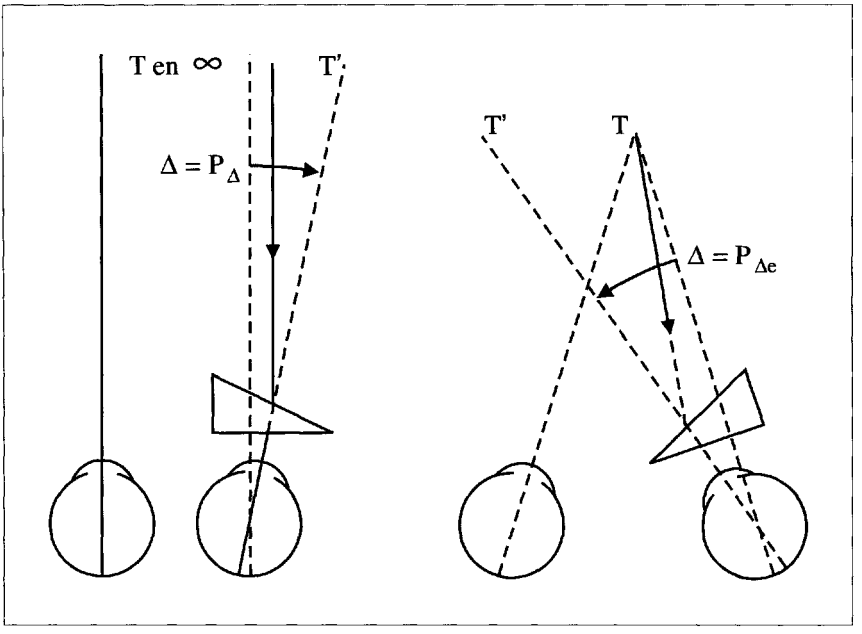


Fig. 7.20 Posiciones correctas de un prisma que compensa una exoforia de lejos (izquierda), y, de otro que compensa una endoforia de cerca (derecha).

Para evitar también la aparición de errores importantes de medida con fijación cercana, los prismas se deberían colocar a distancias no superiores a 2 cm desde el centro de rotación (aproximadamente a 1 cm de la córnea). Esto implica a su vez que es recomendable usar el mismo plano para las lentes compensadoras de las ametropías que para los prismas compensadores de las forias y estrabismos.

Potencia del prisma

Cuando se mide la magnitud de una desviación comprendida entre dos potencias de prismas disponibles, el optometrista puede sentir la tentación de poner juntos dos prismas, en un intento por lograr la potencia deseada. Sin embargo, la potencia total de dos prismas con igual orientación en contacto siempre es mayor que la suma de las dos potencias nominales, independientemente de que se haga la medida en fijación lejana o cercana. La causa de esto estriba en que sólo es posible colocar de forma correcta el primero de los prismas, mientras que la posición del segundo está regida por el ángulo de la superficie frontal del primero. La tabla 7.2 muestra para visión lejana la suma resultante de dos prismas de forma que el segundo se coloca también en posición frontal. Esta tabla deja de tener una validez completa para fijación cercana porque los prismas habrán perdido parte de su eficacia (ec. 7.3; fig. 7.3). Una solución alternativa a este problema es repartir, si se puede, la mitad de la potencia prismática en cada uno de los ojos.

TABLA 7.2

Desviación para la suma de dos prismas con igual orientación en contacto, ambos en posición frontal, para la observación de un objeto lejano.

Prisma añadido (Δ)	Prisma inicial (Δ)							
	10	12	14	16	18	20	25	30
1	11	13	15	17	19	21	27	32
2	12	14	16	18	20	23	28	33
3	13	15	17	19	22	24	29	35
4	14	16	18	21	23	25	30	36
5	15	17	20	22	24	26	32	38
6	16	19	21	23	25	27	33	39
7	17	20	22	24	26	29	35	41
8	19	21	23	25	28	30	36	42
9	20	22	24	27	29	31	37	44
10	21	23	25	28	30	33	39	46
12	23	25	28	30	33	35	42	49
14	25	28	30	33	35	38	45	53
16	28	30	33	36	38	41	49	57
18	30	33	35	38	41	44	52	61
20	33	35	38	41	44	47	56	66
25	39	42	45	49	52	56	66	78
30	46	49	53	57	61	66	78	94

En el caso de determinar el prisma de medida en amétropes compensados, puede producirse un efecto prismático en la lente compensadora que altere el valor verdadero del prisma de medida. Si los centros ópticos están colocados correctamente en cada ojo en posición primaria, el ojo con dificultades de fijación de un paciente estrábico verá a través de un prisma inducido durante la medida de la desviación. Ya que las lentes positivas crean un efecto de base nasal en un ojo con exotropía y un efecto de base temporal si el ojo es esotrópico, el ángulo medido de estrabismo será en cualquier caso menor que si se hubiera medido sin el prisma inducido por las gafas (fig. 7.21, arriba). Inversamente, las lentes negativas crean un prisma de base temporal para ojos con exotropía y de base nasal para ojos esotrópicos. Así pues, las desviaciones serán mayores cuando se midan a través de lentes negativas que en los casos en que no existen prismas

inducidos por prismas (fig. 7.21, abajo). El efecto, es decir, la diferencia entre el valor medido y el valor verdadero de la desviación ocular, será más significativo para potencias superiores a 5 D (tablas 7.3 y 4). Si el paciente es astígmata y está compensado, la potencia del meridiano horizontal influirá sobre las desviaciones oculares horizontales (EsoT y ExoT); en cambio, la potencia del meridiano vertical influirá en las desviaciones oculares verticales (HiperT e HipoT).

TABLA 7.3
Conversión de la desviación medida en desviación verdadera (en Δ) para miopes compensados.

Valor medido (Δ)	Potencia compensadora de la miopía (D)											
	−1	−2	−3	−4	−5	−6	−7	−8	−9	−10	−12	−15
5	5	5	5	5	4	4	4	4	4	4	4	4
10	10	10	9	9	9	9	9	8	8	8	8	7
15	15	14	14	14	13	13	13	12	12	12	12	11
20	20	19	19	18	18	17	17	17	16	16	15	15
25	24	24	23	23	22	22	21	21	20	20	19	18
30	29	29	28	27	27	26	26	25	24	24	23	22

TABLA 7.4
Conversión de la desviación medida en desviación verdadera (en Δ) para hipermétropes compensados.

Valor medido (Δ)	Potencia compensadora de la hipermetropía (D)											
	+1	+2	+3	+4	+5	+6	+7	+8	+9	+10	+12	+15
5	5	5	5	6	6	6	6	6	6	7	7	8
10	10	11	11	11	11	12	12	13	13	13	14	16
15	15	16	16	17	17	18	18	19	19	20	21	24
20	21	21	22	23	23	24	24	25	26	27	29	32
25	26	26	27	29	29	29	30	31	32	33	36	40
30	31	32	32	35	34	35	36	38	39	40	43	48

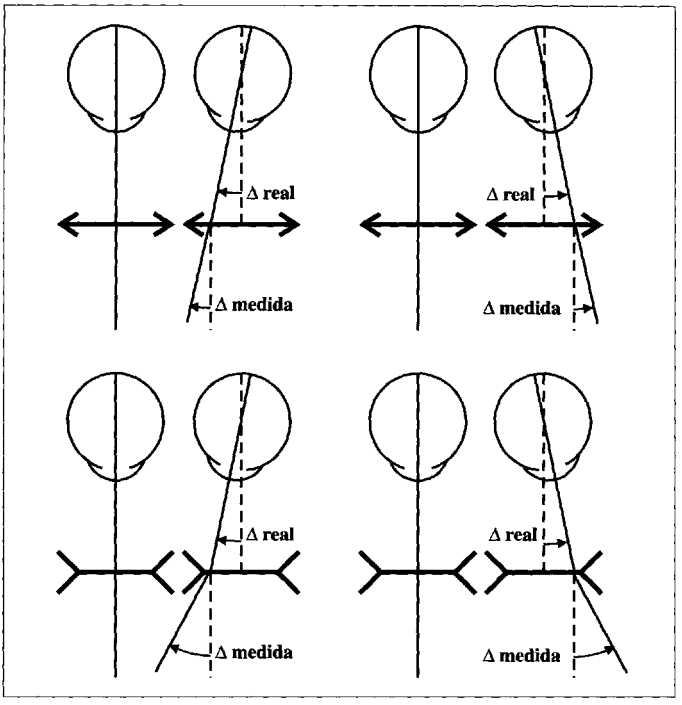


Fig. 7.21 Efecto prismático de las lentes compensadoras de un amétrope sobre el valor verdadero de la determinación de las desviaciones oculares horizontales (eso o exo) que puede presentar el sujeto. Arriba: para sujetos hipermétropes compensados; abajo: para miopes compensados.

Debido a la ley de Prentice, el descentramiento de las lentes de prescripción resulta particularmente interesante cuando se manejan lentes de potencia media o alta y solamente se necesita una cantidad pequeña de efecto prismático. Si hicieran falta potencias prismáticas superiores a 10 Δ, es preferible usar prismas de superficie o prismas de Fresnel.

Prescripción de prismas

A la hora de prescribir prismas, se dará mayor prioridad a la foria vertical que a la horizontal, es decir, debe asegurarse que el problema visual vertical esté lo suficientemente compensado antes de prescribir un prisma horizontal o una terapia visual horizontal. Y, recuérdese que, el éxito de la prescripción de prismas en forias depende del éxito en el desarrollo de diagnósticos diferenciales. Por ejemplo, las personas présbitas en fase inicial para los que una exoforia en visión cercana les provoca tensión ocular (astenopía) o diplopía con la compensación bifocal, no es buena idea recurrir a los prismas; el tratamiento preferible es la

terapia visual para controlar voluntariamente la convergencia. Por otra parte, se puede prescribir un exceso de prisma de base temporal para personas con esoforia y dejar al paciente satisfecho, pero si se prescribe un exceso de prisma de base nasal para casos de exoforia, las molestias visuales del paciente aumentarán.

Los prismas constituyen una herramienta indispensable para los optometristas y oftalmólogos que tratan habitualmente el estrabismo. Es posible usarlos en diversas formas y con distintos objetivos en el contexto de planes ordenados de tratamiento de visión binocular. En la mayoría de los casos, se emplean para establecer o estabilizar la visión binocular; sin embargo, también pueden utilizarse para eliminar la diplopía o posturas anómalas de cabeza, interrumpir la fijación excéntrica o la correspondencia retiniana anómala, incrementar la capacidad de vergencia fusional y mejorar la estética en algunos de los casos sin solución. Muchos pacientes con estrabismo pueden ser tratados solamente con terapia de prismas, pero en su mayoría los prismas no son sino una herramienta importante dentro de un plan de tratamiento más extenso de visión binocular que han de usarse en combinación con otros tratamientos (lentes, oclusión, cirugía o terapia visual).

Aunque pueden ser poderosas herramientas, los prismas no deberían prescribirse a la ligera; al contrario, la decisión de prescripción debería basarse en un perfil de diagnóstico completo (incluida una evaluación de la fusión sensorial y la fusión oculomotora), así como tomarse después de haber compensado ópticamente la ametropía y reducir el ángulo de estrabismo lo máximo posible. Después de ello, la decisión puede ser prescribir prismas (para establecer la visión binocular o alcanzar un objetivo visual concreto) o posponer la prescripción hasta una fase posterior del plan ordenado de tratamiento de visión binocular. Los pacientes con estrabismo intermitente y estrabismo de reciente aparición y corta duración responden bien en general a la terapia con prismas, y posible alcanzar los objetivos propuestos simplemente con prescripción de prismas. Sin embargo, la terapia de prismas diseñada con el fin de establecer o mantener la visión binocular normal en pacientes con estrabismo constante de aparición temprana y larga duración ofrece mejores resultados cuando se prescriben los prismas después de eliminar las anomalías sensoriales (es decir, ambliopía, supresión y correspondencia retiniana anómala).

La tabla 7.5 muestra como resumen final los diversos usos clínicos de los prismas en el contexto de diferentes acciones y objetivos ópticos, algunos de los cuales se comprenderán completamente a lo largo de los capítulos posteriores, cuando se presenten y se estudien las anomalías sensoriales asociadas a la visión binocular.

TABLA 7.5
Tipos de prismas según su aplicación clínica en los estrabismos.

Tipo	*Objetivo*	*Acción*
Corrector	Estabilizar fusión sensorial normal	Compensar demanda de control de vergencia fusional
Inverso, binocular	Aumentar capacidad de vergencia fusional	Aumentar demanda de control de vergencia fusional
Inverso, monocular	Interrumpir fijación excéntrica	Cambiar posición retiniana de los objetos de fijación
Sobrecorrector	Interrumpir correspondencia retiniana anómala	Invertir demanda de control de vergencia fusional
Relajación	Estabilizar fusión sensoriomotriz	Reducir demanda de control de vergencia fusional
Rotatorio, binocular	Interrumpir correspondencia retiniana anómala	Cambiar estimulación sensoriomotriz en secuencia temporal
Rotatorio, monocular	Interrumpir fijación excéntrica	Cambiar estimulación sensoriomotriz monocular en secuencia temporal
Sectores	Estabilizar visión binocular en una o más posiciones de mirada	Reducir demanda de control de vergencia fusional en una o más posiciones de mirada
Yugados	Estabilizar visión binocular en nistagmus no concomitante o amortiguado	Dirigir los ojos hacia posiciones específicas de mirada

PROBLEMAS

Problema resuelto

1. Se ha determinado experimentalmente la zona de visión binocular nítida y haplópica de sujeto emétrope y ortofórico (figura 6.8, abajo), con una *dip* = 6.2 cm y la posición de sus centros de rotación q = 13.6 mm. El límite exterior superior se puede delimitar con la recta $A = 0857C + 2$, mientras que el límite exterior inferior con la recta $A = 0.786C - 1.571$. ¿Qué prismas con orientación nasal y temporal, colocados a 12 mm de los ojos, se han necesitado para determinar consecuentemente las reservas fusionales negativa y positiva para la distancia-test $x_T = -25$ cm? Da los resultados en Δ.

Este problema es un repaso de los conceptos ya vistos del capítulo anterior pero añade como novedad el manejo de la potencia eficaz $P_{\Delta e}$ de un prisma (ec. 7.11). Tal como la figura 6.7, se marca en primer lugar las coordenadas (C,A) del punto T. De esta forma, prolongando hacia las rectas límite superior e inferior podemos marcar respectivamente los puntos R y S, que son los puntos de ruptura de la visión haplópica. Como estos puntos marcan la misma acomodación que el punto de fijación T, el segmento $\overline{TS}$va asociado con la amplitud relativa de convergencia positiva ARC_+, o la reserva fusional positiva; mientras que el segmento $\overline{RT}$va asociado con la amplitud relativa de convergencia negativa ARC_-, es decir, con la reserva fusional negativa. Teniendo en cuenta esto, se obtiene que:

$$\text{si } x=-25\text{cm}: \quad C_T=\frac{XQ}{X-Q}=3.794\,\text{am}, \quad A=-X=4\,\text{D}$$

$$\Rightarrow \quad C_P=C_Q=C_T=3.794\,\text{am} \quad \text{y} \quad A_R=A_S=A_T=4\,\text{D}$$

$$\begin{aligned}\Rightarrow \quad ARC_+ &= C_{final}-C_{inicial}=2P_{\Delta e}[\text{BT}] \\ &= C_S-C_T=\left(\frac{A_S+1.571}{0.786}\right)-3.794=7.088-3.794=3.294\,\text{am}\end{aligned} \tag{7.29}$$

$$\begin{aligned}\Rightarrow \quad ARC_- &= C_{inicial}-C_{final}=-2P_{\Delta e}[\text{BN}] \\ &= C_T-C_R=3.794-\left(\frac{A_R-2}{0.857}\right)=3.794-2.334=1.460\,\text{am}\end{aligned}$$

Despejando correctamente la potencia nominal P_Δ del prisma de la expresión de su potencia eficaz, y, teniendo en cuenta la separación δ_V del prisma a los ojos, nos queda finalmente que:

$$\begin{aligned}P_\Delta[\text{BT}] &= \frac{Q_G-X_G}{Q_G}\cdot\frac{ARC_+}{2}=\frac{\dfrac{1}{q+\delta_V}-\dfrac{1}{x+\delta_V}}{\dfrac{1}{q+\delta_V}}\cdot\frac{ARC_+}{2}= \\ &= \frac{\dfrac{1}{13.6e-3+12e-3}-\dfrac{1}{-0.25+12e-3}}{\dfrac{1}{13.6e-3+12e-3}}\cdot\frac{3.294}{2}=1.824\,\text{am}\end{aligned} \tag{7.30}$$

(7.31)

$$P_{\Delta}[\mathrm{BN}] = -\frac{Q_G - X_G}{Q_G} \cdot \frac{ARC_-}{2} = -\frac{\frac{1}{q+\delta_V} - \frac{1}{x+\delta_V}}{\frac{1}{q+\delta_V}} \cdot \frac{ARC_-}{2} =$$

$$= -\frac{\frac{1}{13.6e-3+12e-3} - \frac{1}{-0.25+12e-3}}{\frac{1}{13.6e-3+12e-3}} \cdot \frac{1.460}{2} = -0.809\,\mathrm{am}$$

Ahora bien, para dar los resultados finales en dioptrías prismáticas solamente nos queda multiplicar los resultados anteriores por la distancia interpupilar en centímetros (ec. 6.12):

$$P_{\Delta}[\mathrm{BT}] = 6.2 \cdot 1.824 = 11.3\Delta$$

$$P_{\Delta}[\mathrm{BN}] = 6.2 \cdot (-0.809) = -5.0\Delta \qquad (7.32)$$

2. Sea el esquema óptico-geométrico del estereoscopio de Brewster-Holmes (fig. 7.14) con los datos siguientes: $c = 2$ cm , $P_f' = 3$ D, $q = 13.5$ mm , $x = -20$ cm , $\delta_V = 15$ mm , $dip = 6.2$ cm. Si las posiciones horizontales de los estereopares G y H respecto las posiciones primarias de cada ojo valen $z(G_D) = -0.4$ cm, $z(H_D) = 2.2$ cm, $z(G_I) = -0.4$ cm, $z(H_I) = -0.6$ cm, se pide:

   a) Las rotaciones monoculares θ a cada imagen intermedia.

   b) La posición sobre la línea media de los objetos binoculares efectivos G_B y H_B así como la convergencia realizada en ambos casos.

   c) La disparidad binocular η o diferencia entre los dos valores anteriores de convergencia.

---

a) Para la determinación de las rotaciones monoculares izquierda θ_I y derecha θ_D a las imágenes intermedias $G'_IG'_D$ y $H'_IH'_D$ usamos directamente la ecuación 7.19. Por tanto, tenemos que:

$$\theta_I(G_I') = \frac{Q_G\left(z(G_I)X_G - cP_f'\right)}{X_G + P_f' - Q_G} = \frac{\dfrac{1}{q+\delta_V}\left(z(G_I)\dfrac{1}{x+\delta_V} - cP_f'\right)}{\dfrac{1}{x+\delta_V} + P_f' - \dfrac{1}{q+\delta_V}} =$$

$$= \frac{\dfrac{1}{13.5e-3+15e-3}\left((-0.004)\dfrac{1}{-0.2+15e-3} - 0.02\cdot 3\right)}{\dfrac{1}{-0.2+15e-3} + 3 - \dfrac{1}{13.5e-3+15e-3}} = 0.036\text{rad} \tag{7.33}$$

$$\theta_I(H_I') = \frac{Q_G\left(z(H_I)X_G - cP_f'\right)}{X_G + P_f' - Q_G} =$$

$$= \frac{\dfrac{1}{13.5e-3+15e-3}\left((-0.006)\dfrac{1}{-0.2+15e-3} - 0.02\cdot 3\right)}{\dfrac{1}{-0.2+15e-3} + 3 - \dfrac{1}{13.5e-3+15e-3}} = 0.026\text{rad} \tag{7.34}$$

$$\theta_D(G_D') = \frac{Q_G\left(z(G_D)X_G - cP_f'\right)}{X_G + P_f' - Q_G} =$$

$$= \frac{\dfrac{1}{13.5e-3+15e-3}\left((-0.004)\dfrac{1}{-0.2+15e-3} - 0.02\cdot 3\right)}{\dfrac{1}{-0.2+15e-3} + 3 - \dfrac{1}{13.5e-3+15e-3}} = 0.036\text{rad} \tag{7.35}$$

$$\theta_D(H_D') = \frac{Q_G\left(z(H_D)X_G - cP_f'\right)}{X_G + P_f' - Q_G} =$$

$$= \frac{\dfrac{1}{13.5e-3+15e-3}\left(0.022\dfrac{1}{-0.2+15e-3} - 0.02\cdot 3\right)}{\dfrac{1}{-0.2+15e-3} + 3 - \dfrac{1}{13.5e-3+15e-3}} = 0.167\text{rad} \tag{7.36}$$

b) Para hallar las posiciones x_B(G) y x_B(H) de los objetos binoculares efectivos G_B y H_B debemos, en primer lugar, asociarlas a una convergencia *C*. Obtenidas las rotaciones monoculares θ sobre las imágenes intermedias, debemos comprobar en segundo lugar si esta convergencia será simétrica o asimétrica. Para ello, debemos obtener el desplazamiento lateral *z'* de las imágenes intermedias. Teniendo en cuenta la ecuación 7.19, nos queda la expresión siguiente:

$$z' = \theta(q_G - x'_G) = \frac{zX_G - cP_f'}{X_G + P_f'} \tag{7.37}$$

Aplicándola para cada posición z de los estereopares obtenemos que $z'(G'_I) = z'(G'_D) = 1.6$ cm, por lo que G_B se encontrará sobre la línea media; y, por otra parte, $z'(H'_I) = 1.2$ cm y $z'(H'_D) = 7.6$ cm > *dip*, por lo que H_B se encuentra dentro de la región de las líneas de posición primaria, a pesar de que la imagen intermedia H'_D se forma fuera de esta región (fig. 7.14). Esto significa que la convergencia C asociada al objeto binocular efectivo G_B es simétrica: $C(G_B) = \theta_I(G'_I) + \theta_D(G'_D) = 2\theta_I(G'_I) = 2\theta_D(G'_D) = 0.072$ rad; pero la convergencia C asociada al objeto binocular efectivo H_B es parcialmente simétrica (Tabla 5.1): $C(H_B) = \theta_I(H'_I) + \theta_D(H'_D) = 0.193$ rad.

Con estas premisas solamente nos resta asociar estos valores de convergencia a la expresión de los ojos libres, sin ningún elemento compensador (ec. 6.13). Ahora bien, como los resultados obtenidos de la convergencia están en radianes, no nos queda otro remedio utilizarla completa, sin quitar la distancia interpupilar como hemos hecho a lo largo de este capítulo. Por tanto, lo comentado se puede expresar como sigue:

$$C = dip\frac{X_B \cdot Q}{X_B - Q} \quad \Rightarrow \quad x_B = \frac{C - dipQ}{C \cdot Q} \tag{7.38}$$

En consecuencia, las posiciones de los objetos binoculares efectivos G_B y H_B son:

$$x_B(G) = \frac{C(G_B) - dipQ}{C(G_B)Q} = \frac{0.072 - 0.064 \cdot \dfrac{1}{13.5e-3}}{0.072\dfrac{1}{13.5e-3}} = -87.7\text{cm}$$

$$x_B(H) = \frac{C(H_B) - dipQ}{C(H_B)Q} = \frac{0.193 - 0.064 \cdot \dfrac{1}{13.5e-3}}{0.193\dfrac{1}{13.5e-3}} = -28.5\text{cm} \tag{7.39}$$

c) Para el cálculo de la disparidad binocular η solamente debemos restar los dos valores de convergencia:

$$\eta = C(H_B) - C(G_B) = 0.193 - 0.072 = 0.121\text{rad} = 12.1\Delta = 6.933\text{deg} \tag{7.40}$$

El signo positivo de la disparidad binocular nos informa, como se puede observar en el esquema, que el objeto binocular efectivo H_B se percibirá más cercano que el objeto binocular efectivo G_B.

3. Se pretende usar el estereoscopio de Brewster-Holmes para obtener la zona de visión binocular nítida y haplópica de un sujeto emétrope y ortofórico. Para ello usaremos un test de fusión compuesto por una pareja estereoscópica de letras (fig. 7.16). Los datos iniciales son: $c = 1.25$ cm, $P_f' = 5$ D, $q = 13.5$ mm, $\delta_V = 15$ mm y $dip = 6.2$ cm. Se pide:

   a) La posición x_G del estereograma y la separación lateral z del estereopar para que el objeto binocular efectivo se encuentre inicialmente sobre la línea media a 25 cm por delante de los ojos. Comprueba también que el cociente $C/A = 1$ [am/D] para esta condición de visualización.

   b) Manteniendo la posición inicial del plano del estereograma se ha desplazado lateralmente el estereopar hacia dentro y fuera hasta encontrar el punto de ruptura de la visión haplópica (fig. 7.17). Los valores obtenidos son $z = +20$ mm y $z = -1$ mm. ¿Cuáles son las reservas fusionales positiva y negativa que corresponden respectivamente a estos datos experimentales? ¿Y los prismas equivalentes?

   c) Manteniendo la separación lateral inicial del estereopar se ha desplazado el estereograma hacia delante y atrás hasta encontrar el punto de ruptura de la visión nítida (fig. 7.18). Los valores obtenidos son $x_G = -6.2$ cm y $x_G = -16.5$ cm. ¿Cuáles son las reservas acomodativas positiva y negativa que corresponden respectivamente a estos datos experimentales? ¿Y las lentes esféricas equivalentes?

---

a) Para que el objeto binocular efectivo G_B del estereopar $G_I G_D$ del test de fusión caiga sobre la línea media debemos situar las parejas estereoscópicas sobre la línea de ortoforia (fig. 7.15). Esto implica que debe verificarse la ecuación 7.23 imponiendo que $x_B = -25$ cm:

$$x_B = \frac{1 - \delta_V \left(X_O + P_f' \right)}{X_O + P_f'} = -0.25\,\text{m} \tag{7.41}$$

En esta ecuación la incógnita es X_O. Despejándola entonces a la inversa, como posición x_O, obtenemos la posición respecto el plano de las lentes a la que debemos colocar las parejas estereoscópicas:

$$x_O = \frac{1}{\dfrac{1}{x_B + \delta_V} - P_f'} = \frac{1}{\dfrac{1}{-0.25 + 15e-3} - 5} = -10.80\,\text{cm} \tag{7.42}$$

Una vez fijado el plano del estereograma, buscamos el valor de la separación lateral z del estereopar para que verifique la condición del locus de ortoforia (ec. 7.21):

$$z = \frac{dip}{2} + x_O\left(c + \frac{dip}{2}\right)P_f' = \frac{0.062}{2} - 0.1080 \cdot \left(0.0125 + \frac{0.062}{2}\right) \cdot 5 = 7.5\text{mm} \quad (7.43)$$

Por tanto, la posición lateral del estereopar $G_I G_D$ desde la posición primaria de cada ojo es 7.5 mm hacia el lado nasal cuando el estereograma se ha colocado a 10.80 cm por delante del plano de las lentes del estereoscopio. En estas condiciones el objeto binocular efectivo G_B se encuentra a 25 cm por delante de los ojos, o sea, a 23.5 cm del plano de las lentes del estereoscopio.

Para comprobar que el cociente $C/A = 1$ [am/D] para un sujeto emétrope y ortofórico que mira a través del estereoscopio, y por tanto estamos controlando la línea de demanda del sujeto, debemos calcular por separado la convergencia C y la acomodación A y después realizar el cociente en am/D. Así, tenemos por un lado que la convergencia C vale:

$$C = 2\frac{Q_G\left(z_O X_O - cP_f'\right)}{X_O + P_f' - Q_G} =$$

$$= 2\frac{\dfrac{1}{13.5e-3+15e-3}\left(7.5e-3\dfrac{1}{-0.1080} - 0.0125 \cdot 5\right)}{\dfrac{1}{-0.1080} + 5 - \dfrac{1}{13.5e-3+15e-3}} = 0.2353\text{rad} \quad (7.44)$$

Teniendo en cuenta que $1\ \Delta = 0.01$ rad y el paso de dioptrías prismáticas a ángulos métricos (ec. 6.12), nos queda que $C = 3.795$ am.

Por otra parte, el valor de la acomodación A que se ejerce en estas condiciones es:

$$A = -\frac{X_O + P_f'}{1 - \delta_V\left(X_O + P_f'\right)} = -\frac{\dfrac{1}{-0.1080} + 5}{1 - 15e-3 \cdot \left(\dfrac{1}{-0.1080} + 5\right)} = 4.003\text{D} \quad (7.45)$$

Por tanto, al hacer el cociente C/A sale 3.795/4.003 = 0.949 am/D ≅ 1, lo cual prueba que los datos (x_O, z_O) seleccionados para el estereograma y el estereopar $G_I G_D$ permiten situar el objeto binocular efectivo G_B sobre la línea media a –25 cm de los ojos.

b) Tal como se observa en la figura 7.17, si mantenemos la posición del estereograma pero variamos controladamente la separación lateral del estereopar estaremos forzando al sujeto emétrope y ortofórico a cambiar la convergencia sobre el objeto binocular efectivo para no verlo doble sin cambiar la acomodación ejercida (A = 4 D).

Con esta estrategia, podemos separar el estereopar hacia dentro (lado nasal) o hacia fuera (lado temporal) hasta alcanzar los puntos de ruptura en visión convergente y divergente, respectivamente. En tales circunstancias, se ha encontrado que para $x_O = -10.80$ cm, el punto de ruptura forzando la convergencia es $z(H_I) = z(H_D) = 20$ mm (fig. 7.17). Yendo en el otro sentido se ha encontrado que el sujeto no puede mantener la fusión del test cuando $z(K_I) = z(K_D) = -1$ mm (fig. 7.17). En estas condiciones, y siguiendo la ecuación 7.25, las convergencias máxima y mínima ejercidas, relativas a las posiciones de los objetos binoculares efectivos H_B y K_B son respectivamente:

$$C_{máx}(H_B) = 2\frac{Q_G\left(z(H)X_O - cP_f'\right)}{X_O + P_f' - Q_G} = \tag{7.46}$$

$$= 2\frac{\dfrac{1}{13.5e-3+15e-3}\left(0.02\dfrac{1}{-0.1080} - 0.0125\cdot 5\right)}{\dfrac{1}{-0.1080} + 5 - \dfrac{1}{13.5e-3+15e-3}} = 0.4417\text{rad} = 7.123\text{am}$$

$$C_{mín}(K_B) = 2\frac{Q_G\left(z(K)X_O - cP_f'\right)}{X_O + P_f' - Q_G} = \tag{7.47}$$

$$= 2\frac{\dfrac{1}{13.5e-3+15e-3}\left(-0.001\dfrac{1}{-0.1080} - 0.0125\cdot 5\right)}{\dfrac{1}{-0.1080} + 5 - \dfrac{1}{13.5e-3+15e-3}} = 0.0950\text{rad} = 1.532\text{am}$$

Como la convergencia inicial ejercida es $C_{inicial} = 3.795$ am, las amplitudes relativas de convergencia positiva ARC_+ y negativa ARC_-, o respectivamente reservas fusionales positiva y negativa, son:

$$\begin{aligned} ARC_+ &= C_{máx}(H_B) - C_{inicial}(G_B) = 7.123 - 3.795 = 3.328\text{am} = 20.64\,\Delta \\ ARC_- &= C_{inicial}(G_B) - C_{mín}(K_B) = 3.795 - 1.532 = 2.263\text{am} = 14.03\,\Delta \end{aligned} \tag{7.48}$$

Como ya hemos visto en el problema nº 1 de esta sección, las amplitudes relativas de convergencia positiva y negativa son equivalentes al doble de la po-

tencia eficaz $P_{\Delta e}$ de los prismas equivalentes (ec.7.11) situados hipotéticamente en el plano de las lentes del estereoscopio. Despejando de nuevo como entonces, y teniendo en cuenta que la posición x_B debe tomarse desde el plano de las lentes del estereoscopio, nos queda:

$$P_{\Delta}[\mathrm{BT}] = \frac{ARC_+}{2}\frac{Q_G - X_G(G_B)}{Q_G} = \frac{ARC_+}{2}\frac{Q_G - \dfrac{1}{x_B + \delta_V}}{Q_G} = \\ = \frac{20.64}{2}\frac{\dfrac{1}{13.5e-3+15e-3} - \dfrac{1}{-0.25+15e-3}}{\dfrac{1}{13.5e-3+15e-3}} = 11.6\Delta \tag{7.49}$$

$$P_{\Delta}[\mathrm{BN}] = -\frac{ARC_-}{2}\frac{Q_G - X_G(G_B)}{Q_G} = -\frac{ARC_-}{2}\frac{Q_G - \dfrac{1}{x_B + \delta_V}}{Q_G} \\ = -\frac{14.03}{2}\frac{\dfrac{1}{13.5e-3+15e-3} - \dfrac{1}{-0.25+15e-3}}{\dfrac{1}{13.5e-3+15e-3}} = -7.9\Delta \tag{7.50}$$

c) Tal como se observa en la figura 7.18, si mantenemos la separación lateral del estereopar pero variamos controladamente la posición del estereograma estaremos forzando al sujeto emétrope y ortofórico a cambiar la acomodación sobre el objeto binocular efectivo para no verlo borroso sin cambiar la convergencia ejercida.

Habiendo seleccionado una separación lateral z_O = 7.5 mm del estereopar $G_I G_D$ sobre la línea de ortoforia, podemos comprobar que seguimos manteniendo el objeto binocular efectivo G_B sobre la línea media a 25 cm de los ojos. Aplicando la ecuación 7.26 se obtiene que:

$$x_B = -\frac{\dfrac{dip}{2} - z_O + (z_O + c)\delta_V P_f'}{(z_O + c)P_f'} = \\ = -\frac{\dfrac{0.062}{2} - 7.5e-3 + (7.5e-3+0.0125)\cdot 15e-3\cdot 5}{(7.5e-3+0.0125)\cdot 5} = -0.25\,\mathrm{m} \tag{7.51}$$

Por tanto, dejando el estereograma a 10.80 cm de las lentes del estereoscopio, se puede comprobar que la convergencia C ejercida constantemente es:

$$C = \frac{(z_O + c)Q_G P_f'}{(z_O + c)P_f' + \left(\frac{dip}{2} - z_O\right)Q_G} =$$

$$= \frac{(7.5e-3+0.0125)\frac{1}{13.5e-3+15e-3}5}{(7.5e-3+0.0125)5+\left(\frac{0.062}{2}7.5e-3\right)\frac{1}{13.5e-3+15e-3}} = 3.795\,\text{am} \qquad (7.52)$$

Con esta estrategia, podemos mover el estereograma más cerca o más lejos de las lentes del estereoscopio hasta alcanzar la visión borrosa. En tales circunstancias, se ha encontrado que para $z_O = -7.5$ mm, el punto de ruptura forzando la sobreacomodación es $x_G(H_I) = x_G(H_D) = -6.2$ cm (fig. 7.18). Yendo en el otro sentido se ha encontrado que el sujeto no puede mantener el test fusionado nítido cuando $x_G(K_I) = x_G(K_D) = -16.5$ cm (fig. 7.18). En estas condiciones, y siguiendo la ecuación 7.22, las acomodaciones máxima y mínima ejercidas, relativas a la posición del objeto binocular efectivo G_B ($= H_B = K_B$) son respectivamente:

$$A_{máx}(H_B) = -\frac{X_G(H) + P_f'}{1-\delta_V\left(X_G(H)+P_f'\right)} = -\frac{\frac{1}{-0.062}+5}{1-15e-3\left(\frac{1}{-0.062}+5\right)} = 9.537\,\text{D}$$

$$A_{mín}(K_B) = -\frac{X_G(K) + P_f'}{1-\delta_V\left(X_G(K)+P_f'\right)} = -\frac{\frac{1}{-0.165}+5}{1-15e-3\left(\frac{1}{-0.165}+5\right)} = 1.044\,\text{D} \qquad (7.53)$$

Como la acomodación inicial ejercida es $A_{inicial} = 4$ D, las amplitudes relativas de acomodación positiva ARA_+ y negativa ARA_-, o respectivamente reservas acomodativas positiva y negativa, son:

$$ARA_+ = A_{máx}(H_B) - A_{inicial}(G_B) = 9.537 - 4 = 5.537\,\text{D}$$
$$ARA_- = A_{inicial}(G_B) - A_{mín}(K_B) = 4 - 1.044 = 2.956\,\text{D} \qquad (7.54)$$

Para hallar finalmente las lentes esféricas equivalentes que, colocadas a 15 mm de los ojos, permiten alcanzar el punto de ruptura de la visión nítida observando un test a 25 cm de los ojos, podemos utilizar la ec. 6.59 del capítulo anterior. El último detalle a tener en cuenta a la hora de aplicar esta expresión es que la posición del objeto binocular efectivo G_B ($= H_B = K_B$) debe tomarse desde el plano de las lentes del estereoscopio. Por tanto, obtenemos finalmente que:

$$P_f' = \frac{ARA_+}{(1+\delta_V X_G(G_B))(\delta_V A_{máx}(H_B)-1)} = \\ = \frac{5.537}{\left(1+15e-3\frac{1}{-0.25+15e-3}\right)\cdot(15e-3\cdot 9.537-1)} = -6.9\text{D} \qquad (7.55)$$

$$P_f' = \frac{-ARA_-}{(1+\delta_V X_G(G_B))(\delta_V A_{mín}(K_B)-1)} = \\ = \frac{2.956}{\left(1+15e-3\frac{1}{-0.25+15e-3}\right)\cdot(15e-3\cdot 1.044-1)} = 3.2\text{D} \qquad (7.56)$$

Problemas propuestos

1. Un sujeto astígmata, del tipo 70° –2DC –2DE, está compensado con unas lentes compensadoras, del tipo 70° –2.15DC –2.05DE, a 12 mm del vértice corneal. Si observa con el ojo derecho un objeto a 1.2 m de las gafas, el cual está desplazado 30 cm a la derecha y 80 cm hacia abajo de la posición primaria de mirada, ¿cuáles son las rotaciones monoculares horizontal y vertical que debe realizar el sujeto para mantener la fijación foveal del objeto a través de sus gafas? ¿Qué efectos prismáticos horizontal y vertical ha provocado la lente compensadora? Da el resultado en deg para las rotaciones monoculares y en Δ para las potencias prismáticas. (Nota: Considera q = 13.7 mm.)

   Solución: $\theta_H = -11.22$ deg (abducción), cuando sin lentes $\theta_H = -14.02$ deg, y, $\theta_V = -35.57$ deg (descenso), cuando sin lentes $\theta_V = -37.40$ deg ; $P_{\Delta H} = 0.74\ \Delta$ [BT], $P_{\Delta V} = 3.37\ \Delta$ [BI].

2. Calcula la posición del objeto binocular efectivo que observaría un sujeto emétrope y ortofórico cuando observa con dos prismas antepuestos de –10 D [BN] en cada ojo un objeto a 50 cm por delante de los ojos sobre la línea media. ¿Qué cambio de convergencia se habría forzado a realizar para mantener la fijación bifoveal? (Nota: Considera q = 13.7 mm, *dip* = 6.3 cm y δ_V = 12 mm.)

   Solución: x_B = +94.9 cm, ha pasado de converger sin prismas 12.26 Δ a diverger –6.74 Δ con ellos.

3. Sea un sujeto amétrope compensado y ortofórico que visualiza una pareja estereoscópica a través de un estereoscopio de Brewster-Holmes. P_n es la potencia compensadora de sus gafas, las cuales se encuentran

a una distancia δ_V de los ojos y a una distancia t del plano de las lentes P_f' del estereoscopio. Si z es la separación lateral del estereopar desde las posiciones primarias de los ojos y c es el descentramiento respecto de los ojos de las lentes del estereoscopio, la rotación monocular que realizará cada ojo será:

$$\theta = \frac{Q_G\left(zX_S - cP_f'\right)}{X_S + P_f' + \left(P_n - Q_G\right)\left[1 - t\left(X_S + P_f'\right)\right]} \tag{7.57}$$

siendo X_S la vergencia objeto del estereograma desde la lente P_f' y Q_G la vergencia objeto del centro de rotación del ojo desde la lente compensadora P_n.

Por otro lado, la acomodación A ejercida en estas condiciones por el sujeto es:

$$A = -\frac{X_S + P_f'}{\left(1 - \delta_V P_n\right)\left\{\left(1 - \delta_V P_n\right)\left[1 - t\left(X_S + P_f'\right)\right] - \delta_V\left(X_S + P_f'\right)\right\}} \tag{7.58}$$

Utilizando estas dos expresiones, calcula el cociente C/A de un hipermétrope compensado con P_n = 3.5 D a 12 mm del vértice corneal cuando observa a través del estereoscopio (P_f' = 5 D, c = 1.25 cm, t = 15 mm) un test de fusión colocado a 8.80 cm del estereoscopio, en el que el estereopar se diseña para que z = 1.51 mm. ¿Hacia qué posición debemos colocar el estereograma para que el sujeto acomode lo mismo que converge? (Nota: Considera q = 13.7 mm y *dip* = 6.3 cm.)

Solución: C = 2.18 am, A = 5.90 D, C/A = 0.369 am/D; x_S = –14.05 cm, debe colocarse más lejos del estereoscopio manteniendo la separación lateral del estereopar.

This page intentionally left blank

digitalia
www.digitalia.us

8. *Dirección visual*

8.1 Introducción a los aspectos sensoriales de la visión binocular

El sistema visual es quizá el más importante de nuestros sentidos, como se refleja en el hecho de que aproximadamente el 50% de nuestro cortex visual está involucrado en el procesado de la información visual. Al igual que otros órganos sensoriales (oído, tacto, etc.), éste proporciona información crucial acerca del mundo que nos rodea. Esta información visual se puede descomponer básicamente como respuesta a las cuestiones siguientes acerca de los objetos que nos rodean:

- ¿Qué son? (color, forma, etc.)
- ¿Dónde están?

Como ya sabemos, la visión se basa en la extracción de la información contenida en la imagen retiniana de cada ojo, y la visión monocular por sí sola ya nos proporciona gran cantidad de información útil. Desde aquí hasta el final del libro nos centraremos en el estudio de las bases teóricas de la percepción binocular del espacio. La finalidad de la visión binocular es, por tanto, obtener una interpretación lo más fiel posible del entorno espacial que nos envuelve, es decir, que podamos orientarnos para localizar, tanto en dirección como en posición, los objetos que nos rodean. Este objetivo se consigue algorítmicamente mejor con dos ojos, alineados horizontalmente, que con uno solo. Para ello, estudiaremos los mecanismos teóricos, la mayoría de ellos de carácter óptico-geométrico, que permiten conseguir este fin en condiciones normales. Pero también, de forma paralela, analizaremos los síntomas óptico-sensoriales (tabla 5.5) que se dan en las anomalías binoculares (forias y estrabismos), o sea, que expondremos las bases

teóricas que permitirán comprender, en mayor o menor medida, aspectos visuales anómalos como la diplopía, la confusión, la supresión, la ambliopía, la fijación excéntrica y la correspondencia retiniana anómala. De esta forma, el lector, ya sea estudiante de Optometría u Oftalmología, o de cualquier otra rama del saber, podrá aplicar las bases teóricas de la percepción binocular para interpretar adecuadamente en su práctica profesional todas y cada una de las posibles respuestas ante un test visual, ya sean normales o anormales. Todos estos aspectos pueden sintetizarse como avance del resto del libro del modo siguiente:

- Visión binocular normal:
  - Dirección visual.
  - Fusión motora (cómo los músculos extraoculares dirigen los ojos hacia el mismo objeto).
  - Fusión sensorial (cómo el cerebro fusiona las dos imágenes retinianas en una única percepción).
  - Dominancia ocular.
  - Percepción en profundidad y estereopsis.
- Problemas que interfieren en la fusión sensorial.
  - Aniseiconía.
  - Rivalidad y supresión.
- Neurofisiología y desarrollo de la visión binocular.
- Anomalías de la visión binocular.
  - Fijación excéntrica.
  - Correspondencia retiniana anómala.
  - Forias y estrabismos.
  - Ambliopía.

El estado normal de visión binocular se sustenta en la coordinación oculomotora y sensorial de ambos ojos. Los aspectos oculomotores o de convergencia (fusión motora), y su estrecha relación con la acomodación, ya han sido tratados extensamente en capítulos anteriores, pero para complementar algunos de los aspectos novedosos de esta parte de la monografía puede que sea conveniente en algunas ocasiones echar mano de conceptos y expresiones ya usados. En cambio, otros aspectos sensoriales novedosos se sustentarán sobre ciertos fundamentos neurofisiológicos y psicofísicos de la visión (Artigas, et al., 1995; Schwartz, 1999; Wandell, 1995), los cuales, cuando sea necesario, se repasarán brevemente.

8.2 El sentido direccional

Las tareas algorítmicas básicas en la percepción del espacio son la *orientación* y la *localización*. La primera establece un sistema de referencia entre el observador y el entorno. La segunda, gracias a este sistema de referencia, calcula la dirección y la posición de los objetos que rodean al observador. Esto parece que sea lógico puesto que para localizar un punto en el espacio es preciso que previamente se haya establecido un sistema de coordenadas.

En el caso del ser humano, este sistema de coordenadas puede tomar como origen el propio sujeto, con lo que será necesario definir una dirección y una distancia para tener unívocamente caracterizado un punto del espacio (delante, enfrente y por debajo de nuestros ojos; delante, a la izquierda y al nivel de nuestros ojos; etc.). En este caso, hablaríamos de un sistema *egocéntrico* de referencia. Sin embargo, también se pueden definir distancias relativas entre objetos, de forma que a partir de un punto de fijación localizamos los demás objetos de la escena. Este segundo caso se denomina sistema *oculocéntrico* de referencia.

Una analogía clave para entender estas dos estrategias sensoriales es la comparación cámara y pantalla de visualización en TV (Reading, 1983: 6). La cámara sería un ejemplo de sistema oculocéntrico, ya que tenemos que seguir con ella el punto de fijación (el centro de interés de la escena): cuando cambia el punto de fijación debemos cambiar la posición de la cámara. La pantalla de visualización o el televisor sería un sistema egocéntrico, con una representación estable de nuestro entorno: notamos que la cámara (ojo) se mueve, pero no así la pantalla (cabeza).

El ser humano mezcla en condiciones normales ambos sistemas de orientación (Howard, 1982; Howard, 1986). Utiliza los mecanismos de equilibrio estático (sistema vestibular en el oído interno) y cinético (movimientos oculares, etc.) para lograr entre otras cosas el control de la postura y la interpretación de la vertical visual, de gran interés en condiciones dinámicas como en el pilotaje de vehículos a gran velocidad lineal o rotatoria, o ante la falta de ingravidez (astronautas, etc.).

A la hora de calcular la dirección de los objetos, existen dos formas de obtenerla: vía un solo ojo o con ambos a la vez.

8.3 Proyección monocular: el signo local

Dado un punto de fijación T, cada punto de la escena que estamos mirando forma una imagen en un punto de la retina, de forma que todo el espacio que cabe en nuestro campo visual se encuentra proyectado en el mapa retiniano (fig. 8.1). Esta relación punto a punto entre el espacio objeto y la retina (espacio imagen) puede ser usada de forma eficaz como sistema de detección de direcciones visuales monoculares. A tal habilidad del sistema visual se le denomina *signo local* y su existencia es evidente desde el punto de vista de la Óptica Geométrica: cualquier punto del espacio P que forme un cierto ángulo Φ con el eje visual del ojo en el

punto nodal objeto N formará una imagen P' tal que, desde el punto nodal imagen N', la separación angular relativa a la fóvea o *excentricidad retiniana* será también el mismo ángulo Φ. La fóvea representa, por tanto, el origen de referencia para el sistema oculocéntrico y la dirección visual marcada entre N y P se denota como *línea visual*. Así, el eje visual, ya definido anteriormente, no es más que la línea visual asociada al punto de fijación, de ahí que también se le denote como dirección visual primaria. De esta forma, los objetos cuyas imágenes se proyecten sobre la fóvea se percibirán como que están enfrente y en línea recta de nosotros.

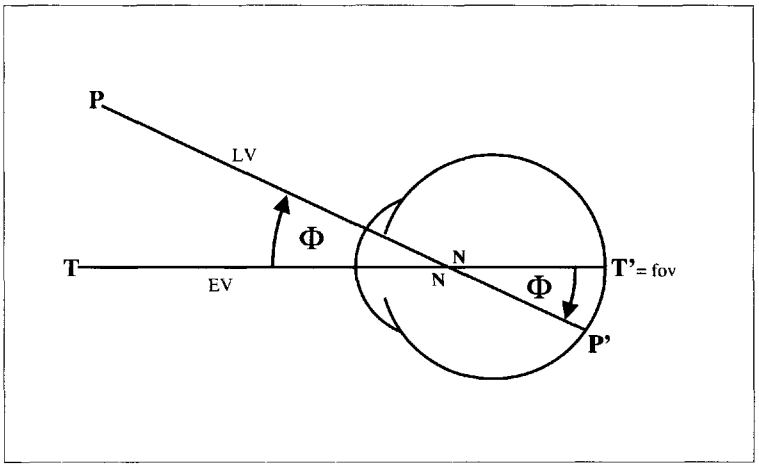


Fig. 8.1 Demostración óptico-geométrica del signo local. Definición de eje visual (EV), línea visual (LV) y excentricidad retiniana (Φ).

Todos los objetos asociados a direcciones visuales secundarias, o sea que no son objetos de fijación, se percibirán como «de lado» o desplazados lateralmente. Si el ojo gira, y con él lo hará también la fóvea, la dirección visual oculocéntrica gira también en concordancia; con lo que la nueva dirección visual es la nueva posición foveal y todas las direcciones visuales secundarias se mantendrán consecuentemente (fig. 8.2).

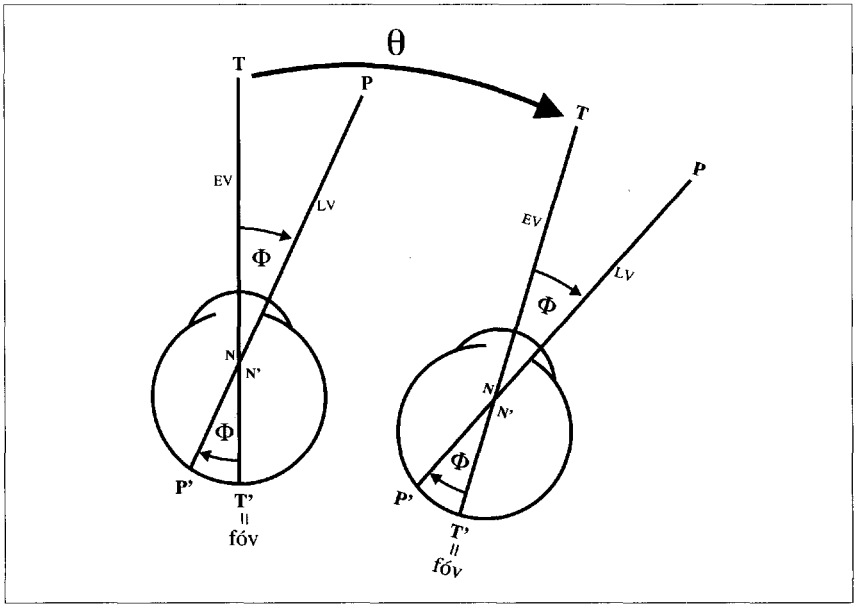


Fig. 8.2 Cuando el ojo gira un valor θ grados (y también la fóvea), la dirección visual oculocéntrica rota consecuentemente, por lo que la nueva dirección visual principal (EV) corresponde a la nueva posición foveal.

El significado neurofisiológico del signo local es igual de importante para comprender la percepción binocular. Cada fotoreceptor retiniano tiene asociado biunívocamente una única dirección visual (línea visual). Y tal relación se mantiene a lo largo de todo el proceso visual, pasando por el cuerpo geniculado lateral y el córtex visual. Por tanto, cada neurona visual codifica una única dirección bidimensional asociada a ella. Es decir, la posición de una neurona particularmente activa dentro del cuerpo geniculado lateral o del córtex visual nos indica qué lugar de la retina está estimulado, lo cual proporciona una medida única de la dirección del espacio en el que se encuentra el objeto asociado. Tal hecho fue probado experimentalmente por Brindley y Lewin en 1968 cuando comprobaron que con estimulación electrofisiológica muy localizada sobre neuronas corticales, los observadores, totalmente a oscuras, percibían flashes luminosos en una dirección particular del espacio, la cual dependía del lugar de la neurona estimulada.

Una aplicación clínica básica del signo local es el uso de las post-imágenes. Éstas se producen por el blanqueado o saturación de los fotoreceptores ante una luz muy intensa y/o persistente (por ejemplo, al recibir el fogonazo de un flash fotográfico). Ya que la post-imagen estará localizada en una región específica de la retina, el observador la percibirá como si procediera del exterior o «de fuera» en la dirección visual asociada a esa región retiniana. Es decir, la post-imagen se proyecta en el campo visual en esa dirección. Tal procedimiento es el que usa, por ejemplo, en el método fotográfico de comprobación de la falsa torsión de los movimientos oculares (fig. 2.10).

8.3.1 *Fijación excéntrica*

Literalmente, este concepto significa que la fijación se produce fuera de la foveola, es decir, que la imagen asociada al objeto considerado de interés (fijación) no se proyecta exactamente en el centro de la fóvea. Esta anomalía de la dirección visual es bastante común en sujetos estrábicos con ambliopía (baja agudeza visual causada por una anomalía en los caminos visuales), en concreto, en el ojo no dominante. Aunque la *fijación excéntrica* puede estar presente en visión monocular y binocular, solamente se manifiesta explícitamente y se mide consecuentemente en condiciones monoculares. En cambio, como veremos más adelante, la correspondencia retiniana anómala es completamente de carácter binocular.

Considerando, por ejemplo, una esotropía derecha (EsoT, § Capítulo 5), un punto de la retina nasal se usará en fijación lejana (fig. 8.3). Cuando ninguno de los ojos se ha ocluido, el ojo derecho se desviará y el ojo izquierdo fijará con la cabeza recta a un punto lejano. Al ocluir el ojo izquierdo (normal o bueno), forzaremos al ojo derecho a fijar. En este caso, el ojo derecho intentará fijar con un punto extrafoveal localizado en la parte nasal de la retina. En cambio, argumentando de manera análoga, los pacientes con exotropía usarán una fijación excéntrica temporal.

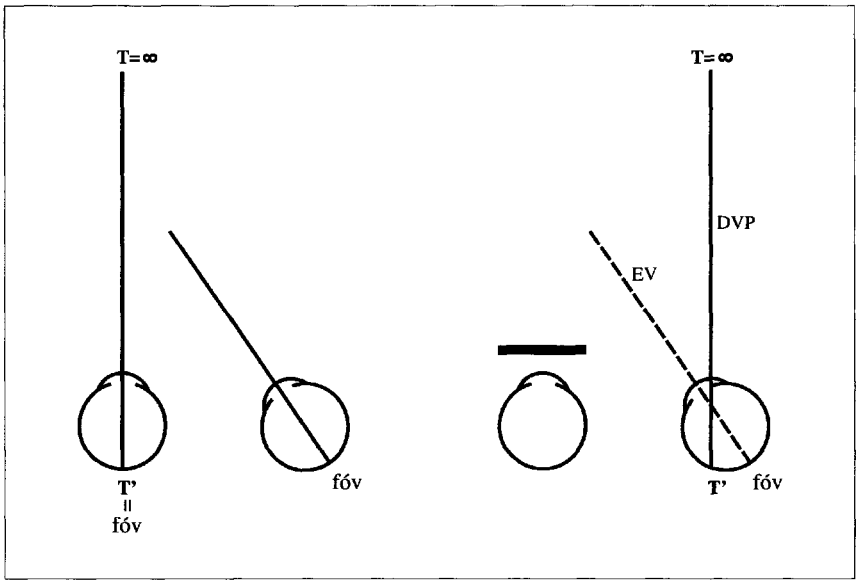


Fig. 8.3 Concepto de fijación excéntrica. Sea un ojo derecho con esotropía (Izquierda). Cuando se ocluye el ojo izquierdo (normal), el ojo estrábico se ve forzado a fijar de forma que asocia su dirección visual principal (DVP) con un punto retiniano nasal y no con la fóvea (Derecha). Por tanto, el eje visual (EV) no coincide con la dirección visual principal (DVP) en el ojo estrábico.

Como hemos visto en la fijación excéntrica, la dirección visual principal (DVP) no coincide con el eje visual (EV). Por tanto, el sujeto estrábico no es consciente del problema ya que, con la mirada desviada, el objeto de interés se percibe en el centro de su campo visual (fig. 8.4, izquierda). En cambio, puede darse el caso de que tras una enfermedad o lesión ocular la fóvea quede gravemente deteriorada, por lo que el paciente no tenga más remedio que utilizar un punto retiniano extrafoveal como ancla para ver con la máxima agudeza visual posible (ahora < 1). Este caso, típico en baja visión (Brilliant 1999; Dickinson 1998; Gurovich 2001), se denomina *visualización excéntrica* (fig. 8.4, derecha). En tal situación, el paciente es consciente de que mira de lado, por lo que el objeto de interés se percibe descentrado de su campo visual. Esto significa, a diferencia de la fijación excéntrica, que el eje visual (EV) y la dirección visual principal (DVP) coinciden a pesar de la enfermedad o lesión ocular sufrida.

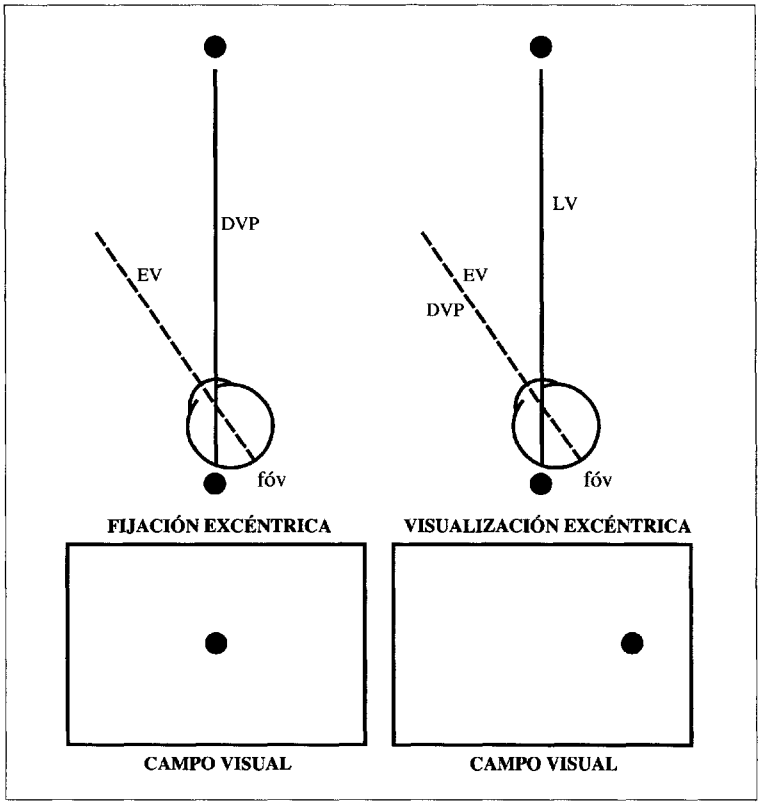


Fig. 8.4 Diferencias entre fijación excéntrica (izquierda) y visualización excéntrica (derecha). (Véase texto para más detalles.)

La *visuoscopía* es la técnica oftalmoscópica para detectar y diagnosticar la fijación excéntrica (Borrás, et al., 1997: 201; Steinman, Steinman, Garzia, 2000: 18; Tunnacliffe, 1997: 557; Von Noorden, Campos, 2002: 264). El instrumento habitualmente utilizado es un oftalmoscopio con algunas ligeras modificaciones respecto del convencional. Básicamente consiste en observar sobre el fondo del ojo la posición del estímulo (circular) de fijación respecto el reflejo foveal. Otra técnica visuoscópica es la que incorpora los *haces de Haidinger* (Borrás, et al., 1997: 202; Tunnacliffe, 1997: 558). Los haces de Haidinger están asociados a un tipo de imagen entóptica, asociada a la fóvea, que se observa cuando incide luz linealmente polarizada sobre la retina, y la causa principal se debe a una absorción selectiva del pigmento de la mácula (Bueno 2000; Haidinger's Brush 2003). Por tanto, este fenómeno permite desarrollar un método sencillo de localizar subjetivamente la proyección de la fóvea en el espacio objeto (campo visual). Existe un instrumento comercial, llamado *Macular Integrity Tester* (MIT), que genera haces de Haidinger para varios propósitos optométricos, como la visuoscopía. Si el paciente nota que el estímulo de fijación no se superpone a los haces de Haidinger, se considera que no existe fijación excéntrica. Otras técnicas visuoscópicas alternativas con imágenes entópticas son el método de la mancha de Maxwell y el método de Brock-Givner (*eutiscopio*), el cual usa un procedimiento de transferencia de la post-imagen.

A la hora de tratar o disminuir los efectos de la fijación excéntrica es conveniente hacerlo antes de tratar la ambliopía. Entre los procedimientos optométricos habituales (Tunnacliffe, 1997: 558; Von Noorden, Campos, 2002: 543) destacan la oclusión convencional (en ojo normal) e inversa (en ojo anómalo), el tratamiento pleóptico con un proyectoscopio, el uso de los haces de Haidinger, la penalización con atropina del ojo normal (paralización de la acomodación en visión cercana), el uso de prismas inversos y de filtros pasa-banda rojos.

8.4 Proyección binocular

Volviendo a la fig. 8.1 en relación con el signo local, es evidente que al considerar simultáneamente los dos ojos convergiendo sobre el punto T tendremos dos proyecciones monoculares. Igualmente pasará con el punto P, que no es de fijación. Sin embargo, el objeto de fijación T no se percibe doble, y puede que el punto P tampoco. Analicemos con detalle esto, puesto que parece trivial a priori, pero no lo es. Usando el concepto de proyección monocular o signo local, sabemos que cada ojo tiene su propio sistema de referencia mediante el cual determina la dirección de los objetos. Pero, ¿cómo se coordinan estas dos direcciones con los dos ojos abiertos? Si la dirección visual principal monocular se usara como sistema de referencia para determinar el centrado de la mirada bajo condiciones binoculares, nuestra percepción del mundo sería confusa porque los ojos no apuntan necesariamente en la misma dirección. En este caso, se estarían recibiendo dos codificaciones de «centrado de la mirada», una de cada ojo. En un esquema convencional de convergencia sobre un punto T cercano, cada ojo, por sí solo,

vería el punto T como perteneciente a su dirección visual principal y el resto del campo visual monocular relativo a la dirección visual principal. Sin embargo, la percepción del ojo izquierdo no iguala la del ojo derecho, porque como sabemos el primero observa el lado derecho y el segundo, el lado izquierdo del objeto. Ambos ojos, por tanto, miran lateralmente en direcciones diferentes. ¿Cómo interpretamos entonces el «centrado de la mirada binocular» en esta situación?

Este mismo problema se plantea en Visión Artificial cuando se coordinan dos cámaras para apuntar sobre el mismo objeto, o, equivalentemente, cuando una misma cámara capta el mismo objeto desplazándose lateralmente al menos dos veces. El planteamiento de base es muy similar pero el tratamiento geométrico es ligeramente diferente (Faugeras 1993; González-Jiménez 2000: 327; Gruen, Huang, 2001; Torres, *et al.*, 2002).

8.4.1 *Correspondencia retiniana*

Si en el caso anterior nuestra percepción de T, y quizás de P, es única o haplópica, esto se debe a que los puntos retinianos asociados (las dos fóveas para T y dos puntos extrafoveales para P) están conectados a lo largo de los caminos visuales (cuerpo geniculado lateral y córtex visual). Al ser estimulados simultáneamente, interpretamos que las dos proyecciones monoculares en el espacio objeto coinciden en el mismo punto. A estas parejas de puntos retinianos, las dos fóveas y demás pares asociados a un punto P cualquiera visto no doble, se denominan *puntos correspondientes*. Por tanto, podemos definir la *correspondencia retiniana* como la relación entre puntos retinianos que al ser estimulados simultáneamente dan lugar a una percepción haplópica.

Para un punto de fijación dado, el lugar geométrico de los puntos del espacio cuyas imágenes caen en pares de puntos correspondientes se denomina *horóptero*. Por tanto, esta región dentro del campo visual binocular puede interpretarse como un campo haplópico simultáneo porque es la región del espacio en la que no vemos doble fijando la mirada. En general, como veremos con más detalle en el capítulo siguiente, el horóptero es una curva o cónica que, en el caso de simetría ocular perfecta es una circunferencia (fig. 8.5). Tal circunferencia, que pasaría por los puntos nodales de los dos ojos y el punto de fijación T, se denomina *circunferencia de Vieth-Müller* (CVM). No debe confundirse con un círculo, que representaría el área circunscrita por la circunferencia, aunque en la literatura anglosajona se utilice el término *circle* en vez de *circumference*. A efectos prácticos, la circunferencia de Vieth-Müller es similar a la circunferencia de igual convergencia (CIC), la que pasa por los centros de rotación y el punto de fijación. Por tanto, para nuestros propósitos, teóricos y prácticos, ambas serán equivalentes y la separación de los puntos nodales o los centros de rotación se aproximará a la distancia interpupilar *dip*. Suponiendo entonces la fijación binocular sobre un punto T de la línea media a la distancia d, la circunferencia de Vieth-Müller (CVM) se puede describir matemáticamente con un centro geométrico (x_0, y_0) y un radio r mediante la ecuación siguiente:

$$(x - x_0)^2 + (y - y_0)^2 = r^2$$

siendo $x_0 = 0$,

$$y_0 = \frac{d^2 - \left(\frac{dip}{2}\right)^2}{2d}, \qquad (8.1)$$

$$r = \sqrt{(y_0)^2 + \left(\frac{dip}{2}\right)^2}$$

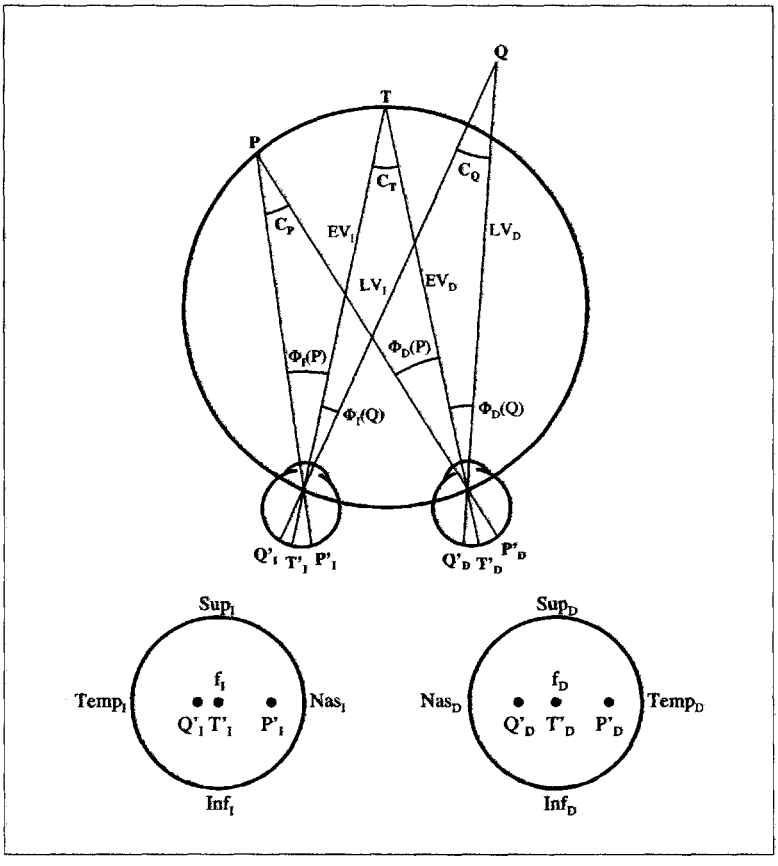


Fig. 8.5 Arriba: descripción de la circunferencia de Vieth-Müller. Abajo: relación entre un par de puntos retinianos correspondientes ($P'_I P'_D$) y otro par no correspondiente ($Q'_I Q'_D$), vistos por detrás de las retinas.

Fijándonos en la fig. 8.5, vemos cómo los puntos correspondientes $P'_I P'_D$ se localizan en la retina nasal izquierda y en la retina temporal derecha, respectivamente. La convergencia (supuesta) al punto P, C_P, es la misma que la del

punto de fijación C_T, y, además, las excentricidades retinianas del par $P'_I P'_D$ son las mismas: $\Phi_I(P) = \Phi_D(P)$. Por tanto, a efectos del procesado visual posterior, si superponemos las dos fóveas, como centros de las dos direcciones visuales principales monoculares, los dos puntos correspondientes P'_I y P'_D también quedarían superpuestos. En cambio, otro par de puntos retinianos $Q'_I Q'_D$ no correspondientes, asociados a un punto Q no perteneciente a CVM, no quedarían superpuestos ya que $\Phi_I(Q) \neq \Phi_D(Q)$ porque $C_Q \neq C_T$.

Disparidad binocular

Un concepto muy importante para los restantes capítulos de esta monografía, sobre todo los dedicados a la estereopsis (§ capítulos 13-15), es el de *disparidad binocular*. Se define como la diferencia de convergencia entre dos puntos del espacio; si uno de ellos es el punto de fijación T de la figura anterior, entonces se expresará como:

$$\eta = C_P - C_T \tag{8.2}$$

Considerando el punto P de la figura anterior, como $C_P = C_T$, por ser P un punto perteneciente a la circunferencia de Vieth-Müller (CVM), la disparidad binocular asociada a este punto será cero. Por esta razón, a la circunferencia de Vieth-Müller se le denomina también circunferencia o zona de disparidad binocular nula. En cambio, el punto Q, al no pertenecer a CVM, tiene asociada una disparidad binocular diferente de cero porque $C_Q \neq C_T$.

La definición anterior de la disparidad binocular podría asociarse al espacio objeto, externo al ojo, puesto que se basa en los ángulos de convergencia. Una definición alternativa del nuevo concepto es la que considera el espacio imagen, es decir, el que tiene en cuenta la correspondencia retiniana. Ya sabemos que la excentricidad Φ de un punto retiniano indica la separación angular horizontal respecto de la fóvea. Por tanto, sería interesante comparar las excentricidades retinianas de dos puntos observados, P y T, Q y T, o P y Q, en ambos ojos. Pues bien, la disparidad binocular η puede definirse también como:

$$\eta = \Phi_I(P) - \Phi_D(P) \tag{8.3}$$

Con esta definición, comprobamos de nuevo que, para el punto $P \in$ CVM $\eta = 0$ porque $\Phi_I(P) = \Phi_D(P)$. En cambio, para el punto $Q \notin$ CVM $\eta \neq 0$ porque $\Phi_I(Q) \neq \Phi_D(Q)$.

Lo que quizá no queda claro todavía es que ambas definiciones de disparidad binocular están interrelacionadas y que no existe ninguna incongruencia entre ellas porque son dos expresiones distintas del mismo concepto. Veamos cómo se demuestra esto. De la fig. 8.6, considerando las posiciones primarias para cada ojo y teniendo en cuenta las definiciones de rotación monocular y convergencias simétrica y asimétrica (§ capítulo 5), se cumplen las expresiones siguientes para el punto P:

$$
\begin{aligned}
C_P &= \theta_D(P) - \theta_I(P) \\
C_T &= \theta_I(T) + \theta_D(T) \\
\\
\Phi_I(P) &= \theta_I(P) + \theta_I(T) \\
\Phi_D(P) &= \theta_D(P) - \theta_D(T)
\end{aligned}
\tag{8.4}
$$

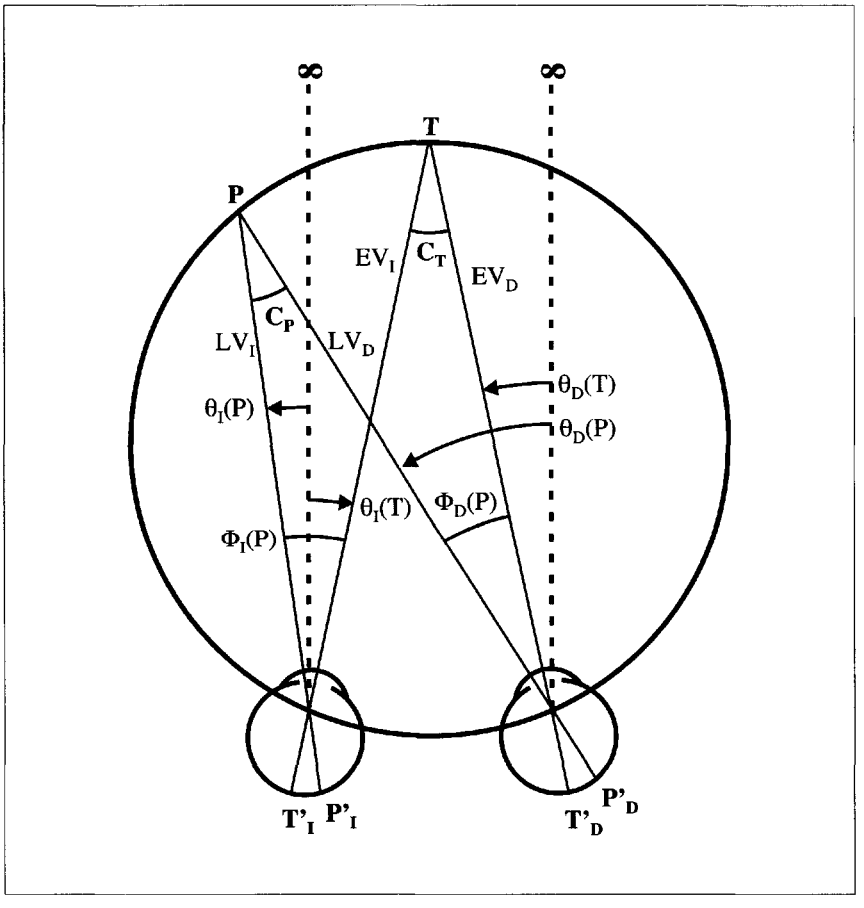


Fig. 8.6 Concepto de disparidad binocular horizontal e interpretación de la circunferencia de Vieth-Müller con la zona de disparidad binocular horizontal nula.

Aplicando la segunda definición de disparidad binocular (ec. 8.3) y reagrupando términos se llega al mismo resultado:

$$
\begin{aligned}
\eta &= \Phi_D(P) - \Phi_I(P) = [\theta_D(P) - \theta_D(T)] - [\theta_I(P) + \theta_I(T)] = \\
&= [\theta_D(P) - \theta_I(P)] - [\theta_I(T) + \theta_D(T)] = C_P - C_T
\end{aligned}
\tag{8.5}
$$

Hasta ahora la disparidad binocular η definida anteriormente se refiere solamente a la separación angular horizontal relativa entre dos puntos retinianos en ambos ojos, por lo que es más correcto definirla como disparidad binocular horizontal o solamente *disparidad horizontal*. Si entre un par de puntos retinianos existiera también una diferencia en sus posiciones verticales, sería correcto también usar el concepto disparidad binocular vertical, o solamente *disparidad vertical*, para definir la separación angular vertical relativa en ambos ojos. En tal caso, la única expresión válida para la disparidad vertical sería una análoga a la ec. 8.3, pero las excentricidades serían verticales y no horizontales.

Como se verá en los capítulos siguientes, la disparidad horizontal es un parámetro que codifican algunas células corticales del córtex visual con el fin de extraer información sobre la posición relativa de dos objetos a una excentricidad y distancia determinadas. O sea, que la disparidad horizontal proporciona información sobre la profundidad relativa de los objetos, lo cual dará lugar a la *estereopsis* (§ capítulo 13), definida como la capacidad visual de discriminar separaciones relativas muy pequeñas entre objetos a partir de valores muy pequeños de disparidad horizontal. Tal concepto es totalmente equivalente al denominado como disparidad objeto (imagen) definido en el capítulo 5 (veáse la pareja estereoscópica de la fig. 5.6). En cambio, la disparidad vertical no proporciona información sobre profundidad, sino información sobre la excentricidad a una distancia determinada (Howard, Rogers, 1995: 250, 280). Por tanto, la disparidad horizontal, al estar separados horizontalmente los dos ojos, es más importante para la estereopsis, y en general para la percepción visual, que la disparidad vertical.

Otro aspecto importante de la disparidad binocular horizontal es su clasificación en función del signo, ya que tal distinción es también codificada por el soporte neurofisiológico de nuestro sistema visual. Si la diferencia establecida en la disparidad horizontal, ya sea con valores de convergencia o excentricidad retiniana, es positiva se le denomina disparidad cruzada y va asociada a los objetos más cercanos al de fijación. Si existen otros objetos dentro del campo visual y están más lejos que el de fijación, todos se codificarán con una disparidad horizontal negativa, la cual se denota como disparidad no cruzada. Por tanto, la información proporcionada por el signo de la disparidad horizontal puede resumirse del modo siguiente:

$$\begin{aligned} &\text{si } \eta < 0 \Rightarrow \text{se percibe + lejos que el punto de fijación} \\ &\text{si } \eta = 0 \Rightarrow \text{se percibe a la misma profundidad que el punto de fijación} \\ &\text{si } \eta > 0 \Rightarrow \text{se percibe + cerca que el punto de fijación} \end{aligned} \qquad (8.6)$$

En todo caso, para más detalles, se expondrá un ejemplo numérico sobre esto al final de este capítulo.

8.4.2 *Leyes de dirección visual*

Con todo lo anterior, ¿cómo entonces se determina una dirección «común» en el sistema visual con los dos ojos abiertos? Es el problema de combinar correctamente la visión de dos cámaras separadas (2 direcciones visuales monoculares u oculocéntricas) entre sí en un mismo monitor (1 dirección visual binocular o egocéntrica).

Para responder a esta pregunta estudiemos primero la sencilla experiencia de W.C. Wells, que data de finales del siglo XVIII. Ésta consiste en observar un punto T a través de una cartulina a la que se le han practicado dos orificios coincidiendo con los ejes visuales, es decir, que están separados una distancia menor o igual a la *dip* (~ 6 cm). Justo en medio de estos orificios se ha pintado un cuadrado, tal como se observa en la fig. 8.7. Esta cartulina agujereada doblemente y con un agujero en medio sería entonces nuestro *espacio físico*, tal como se definió en el primer capítulo.

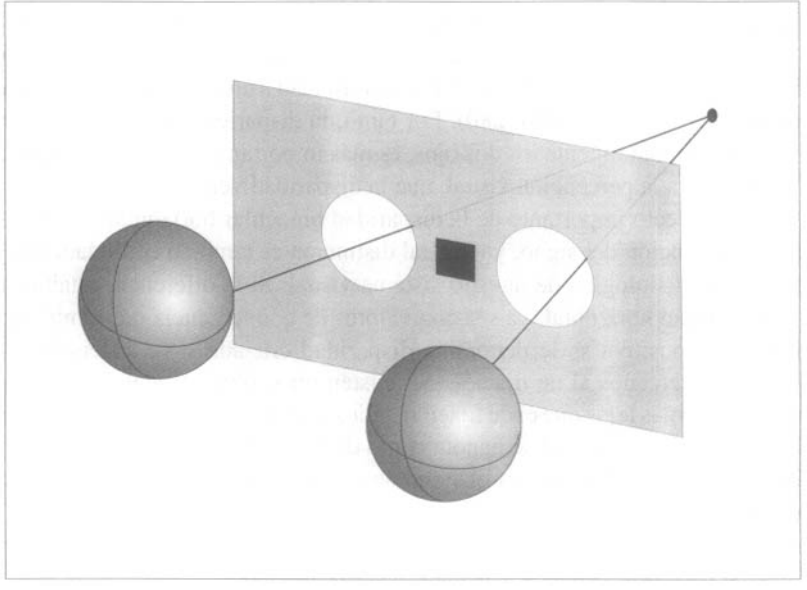


Fig. 8.7 Experiencia de las ventanas «mágicas» de Wells. La separación entre las «ventanas» cuadradas no debe superar la distancia interpupilar (< 6 cm).

La fig. 8.8 muestra qué es lo que se observa haciendo este sencillo experimento. Esto es lo que correspondería a nuestro *espacio visual* o *perceptual*. El punto de fijación T, que se encuentra sobre los dos ejes visuales, se percibe centrado, mientras que el cuadrado, que se encuentra por delante de este punto y en la misma linea media, se percibe doble (en diplopía) y en direcciones diferentes al punto de fijación.

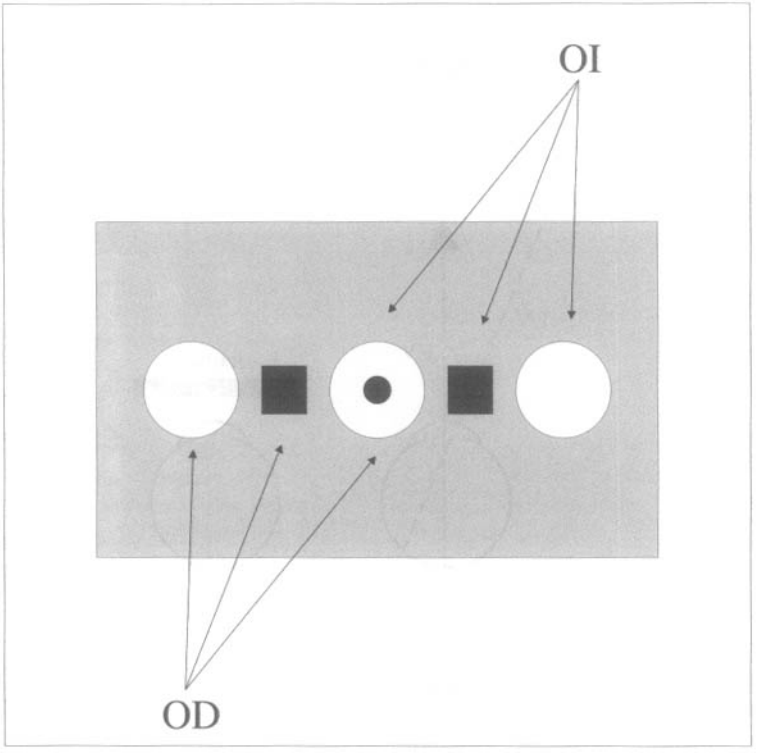


Fig. 8.8 Resultado de la experiencia de las ventanas «mágicas» de Wells.

Esta experiencia permitió a Hering en 1879 (Howard, 1982; Ono, 1991) enunciar definitivamente las leyes de dirección visual, las cuales presentamos a continuación:

1. Leyes de dirección oculocéntrica:

   a) Aquellos objetos sobre una línea visual dada parecerán estar alineados o superpuestos, es decir, parece que tienen la misma dirección oculocéntrica.

   b) Imágenes que recaen en puntos retinianos diferentes darán lugar a direcciones percibidas diferentes.

Una demostración sencilla de estas dos leyes consiste en utilizar objetos transparentes de formas diferentes y colocarlos delante de un solo ojo como se indica en la fig. 8.9.

digitalia
www.digitalia.us

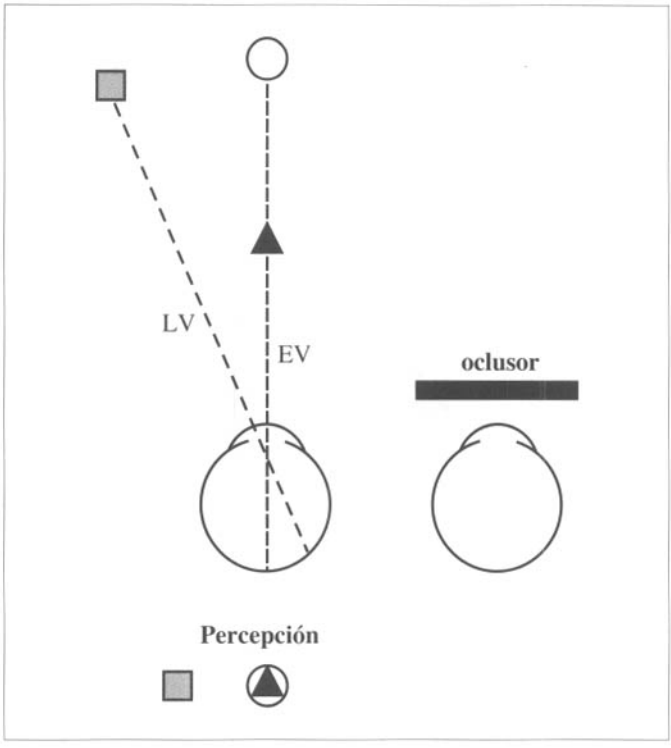


Fig. 8.9 Leyes de dirección oculocéntrica: como cada punto retiniano marca una dirección única, dos imágenes (círculo y cruz) formadas sobre el mismo punto retiniano se percibirán superpuestas y procedentes de la misma dirección visual.

Si analizamos estas leyes y la figura anterior, la dirección visual binocular es única y podría interpretarse como la que se obtendría oculocéntricamente (mediante signo local) si tuviésemos un solo ojo centrado en medio de los dos ojos reales. Este concepto se conoce como *ojo cíclope* y permite comprender de forma sencilla cómo a partir de dos percepciones monoculares tenemos una única dirección. Por tanto, enunciamos a continuación las leyes de dirección visual asociadas al ojo cíclope:

2. Las leyes de proyección ciclópea:

   a) Las posiciones de los objetos en el espacio son juzgadas como si éstos fuesen vistos a través del ojo cíclope.

   b) Todos los objetos en el eje visual de cada ojo parecen recaer en el eje visual del ojo cíclope, denotado específicamente como *eje común* (EC). Así, el eje común se define como la línea que pasa a través del ojo cíclope y el punto de intersección de los dos ejes visuales.

c) Si un objeto periférico, de no fijación, subtiende un determinado ángulo Φ con el eje visual de un ojo, subtenderá el mismo ángulo Φ (en valor y dirección) con el eje común (visual) del ojo cíclope.

d) Si los ángulos subtendidos por las proyecciones de cada ojo en el ojo cíclope son diferentes, es decir, si $\Phi_I \neq \Phi_D$, el objeto se verá doble.

De esta forma, llegamos a las leyes de dirección visual binocular:

3. Leyes de dirección visual binocular:

a) Cada línea visual del campo visual de un ojo tiene una línea visual correspondiente en el otro ojo y dan lugar a idénticas direcciones visuales percibidas.

b) La dirección visual de imágenes rivalizantes en los dos ojos es la del ojo dominante.

Existen múltiples evidencias que avalan estas leyes psicofísicas. Algunas de éstas se analizarán después dentro de las secciones siguientes, otras se analizarán directamente a continuación. Para entender todas ellas es importante tener en cuenta que las variables clave de estas leyes psicofísicas son la línea visual (LV), ya definida al principio de este capítulo (fig. 8.1), y la localización del eje común (EC). O sea, que para predecir la dirección visual de un objeto, se debe trazar sus líneas visuales y localizar el eje común. El cómo estas leyes predicen la dirección visual cuando estas dos variables se conocen se mostrará en todas las evidencias experimentales que analizemos tanto a continuación, como en las secciones siguientes.

La primera evidencia de dirección visual binocular es el experimento clásico de la ventana de Hering (fig. 8.10). En palabras textuales del científico: «Sea un sujeto delante de una ventana a medio metro de ella por la que mira al exterior. Con la cabeza fija, cierra el ojo derecho y dirige la mirada del izquierdo hacia un objeto situado en su campo visual derecho. Supongamos que sea un árbol que destaque claramente de sus alrededores. Mientras se fija en el árbol marca en la ventana el punto que justamente está alineado con el árbol. Cierra ahora el ojo izquierdo y abre el derecho y apunta hacia la misma marca de la ventana localizando en el exterior un objeto alineada con ella, por ejemplo, un edificio. Entonces, con ambos ojos abiertos fijando sobre la marca de la ventana, parecerá que, alternativamente, el árbol cubre parcialmente el edificio, o viceversa. Por lo tanto, uno percibe que tanto la marca en la ventana como el árbol y el edificio están en la misma dirección».

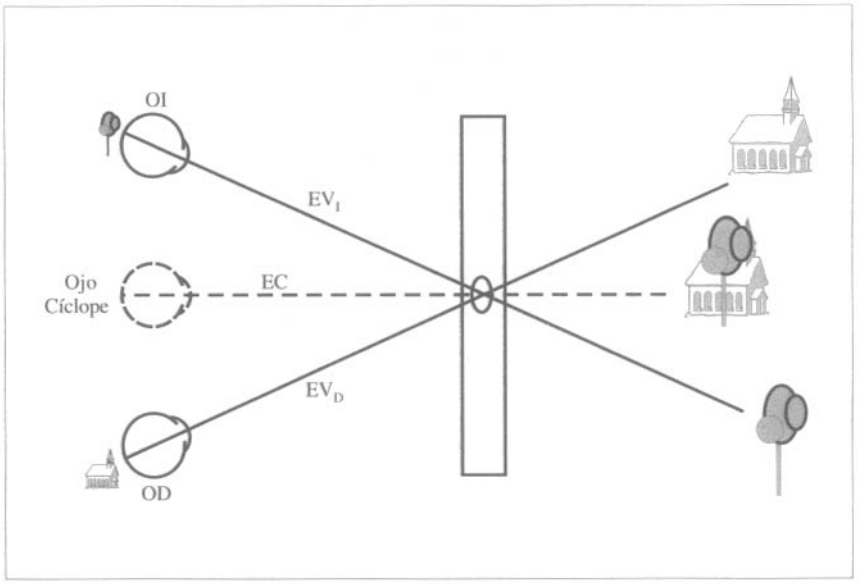


Fig. 8.10 Esquema del experimento de la ventana de Hering (1879) donde se prueba que la dirección visual bajo condiciones binoculares (de frente en línea recta) no coincide con las direcciones visuales monoculares.

Como segunda evidencia de una dirección visual binocular única usaremos el procedimiento clínico habitual con post-imágenes. Usando un flash fotográfico para producir una post-imagen horizontal (–) en una fóvea y una post-imagen vertical (|) en la otra, se observará una percepción binocular de una cruz (+) en una dirección concreta. De esta forma, se dispone de un test binocular sencillo para detectar y evaluar anomalías de dirección visual.

La tercera evidencia de estas leyes tiene que ver con la visión aparente de un sujeto con heteroforia y en cómo se aprovecha esto para evaluar el tipo de foria con el test de oclusión (§ capítulo 5). Supongamos, pues, a una persona con una endoforia (Eso) en el ojo derecho (fig. 8.11). Como ya sabemos, sin haber disociado los ojos, ambos fijarán completamente sobre el punto de fijación marcado. Ahora bien, como también ya vimos, al ocluir el ojo fórico, éste se desviará (en adducción para nuestro ejemplo). En tales circunstancias, el eje común no coincidirá con el ojo derecho descubierto, sino que se inclinará ligeramente hacia la izquierda. Por tanto, la percepción binocular del objeto será ligeramente diferente a la original, un poco desplazado aparentemente a la izquierda. Si quitamos hacia fuera (lado temporal del sujeto) y ponemos rápidamente el oclusor varias veces sucesivas, el paciente notará que se produce un movimiento aparente del objeto, fijación en el mismo sentido (a favor) que el oclusor. El mismo efecto se notaría con una endoforia en el ojo izquierdo. Por el contrario, con una exoforia (Exo) el movimiento aparente al cubrir y destapar el ojo fórico sería en sentido contrario respecto del movimiento de la mano del optometrista.

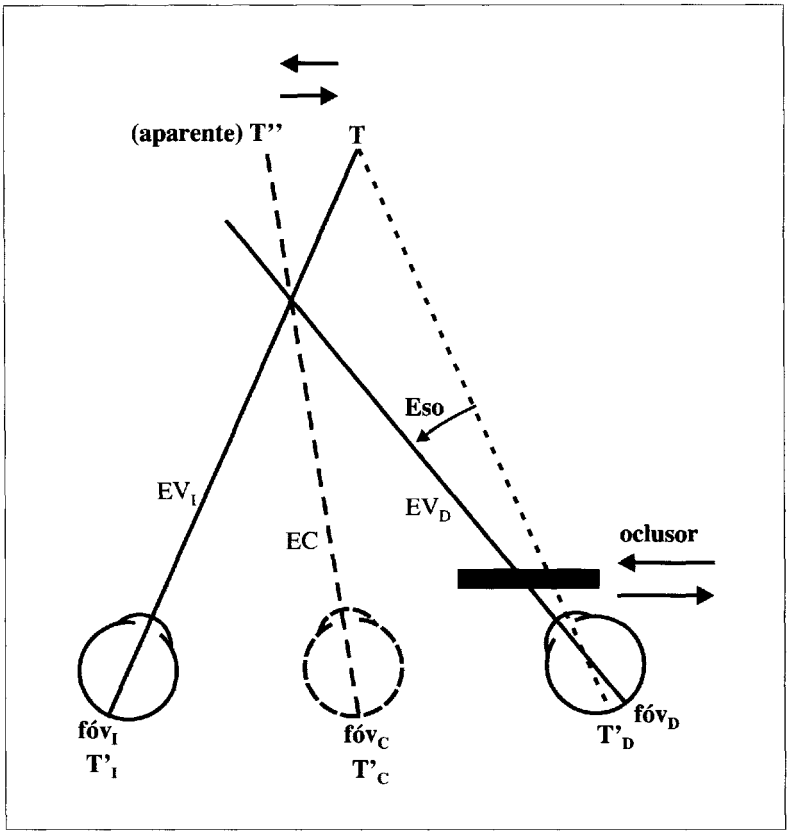


Fig. 8.11 Cambio de dirección aparente en una endoforia en el ojo derecho. Al ocluir el ojo, el sujeto notará que el objeto que ve se desplaza hacia dentro. Al quitarlo hacia fuera, el sujeto notará que vuelve a verlo en la posición inicial. Por tanto, el movimiento aparente del objeto es en el mismo sentido (a favor) que el oclusor.

Con este mismo procedimiento se demuestra fácilmente que, aplicando el test de oclusión alternante en ambos ojos, el paciente exofórico «verá» a favor del movimiento del oclusor (ojo derecho tapado: test aparente a la derecha; ojo izquierdo tapado: test aparente a la izquierda), mientras que el paciente esofórico «verá» en contra del movimiento (ojo derecho tapado: test aparente a la izquierda; ojo izquierdo tapado: test a la derecha).

8.4.3 *Ojo Cíclope*

A lo largo de este capítulo estamos viendo que la percepción de la dirección visual pasa de codificarse inicialmente con dos ojos reales a codificarse finalmente a través de un solo ojo imaginario, o cortical, denominado ojo cíclope. Aunque,

en principio, este concepto geométrico es relativamente antiguo (Alhazen, s. XI; Aguilonius, 1613), como centro de referencia de los juicios de dirección visual, incluye también en un sentido más moderno un centro cortical de integración y procesado de la información procedente de los dos ojos, la prueba más evidente de cuya existencia es nuestra capacidad para visualizar estereogramas de puntos aleatorios (fig. 1.8). Como tal, la percepción haplópica o visión ciclópea es el estado normal superior de la visión binocular (Howard, Rogers, 1995; Tyler, 1991), y para su estudio se requiere un conocimiento profundo adicional de los fundamentos que se exponen en esta monografía.

No obstante, con todo lo explicado hasta ahora, para calcular la dirección visual de un objeto parece ser que el cerebro usa dos tipos de datos asociados a dos sistemas de información (fig. 8.12):

- Sistema oculocéntrico (retinocéntrico): cada ojo, utilizando su signo local, proporciona información sobre cada línea visual.
- Sistema egocéntrico (ojo-cabeza): los datos neurales y proprioceptivos (equilibrio y orientación) marcan el eje común como promedio de las direcciones visuales de los dos ojos.

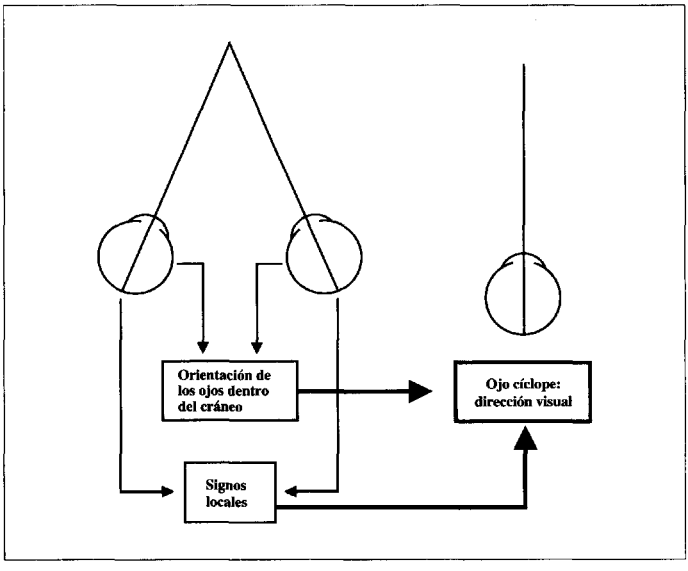


Fig. 8.12 Esquema de coordinación de los sistemas oculocéntrico (sobre la línea visual) y egocéntrico (sobre el eje común) para obtener la dirección visual binocular final o ciclópea.

Para la determinación exacta de la posición del ojo cíclope se han propuesto varios métodos basados en diferentes tipos de tareas o instrucciones dadas al observador (Howard, Rogers, 1995: 597; Ono, 1991). Los métodos de Howard-

Templeton y Funaishi diseñan las tareas sin tener en cuenta las leyes de dirección visual. En cambio, los métodos de Roelofs y Fry sí que tienen en cuenta estas leyes psicofísicas. El método más fiable es el de Howard-Templeton y consiste básicamente en lo siguiente:

1. Se coge una cartulina mediana (tamaño DIN-A4) y se marcan sobre su lado superior con un rotulador los vértices corneales y el punto medio entre ellos, el cual servirá como origen (0,0) del sistema de coordenadas xy en mm sobre la cartulina. Para ello, se pega la cartulina a la cara, justamente por debajo del nivel de los ojos, y se marcan los tres puntos citados.
2. Se pincha con una chincheta un punto cercano al borde más alejado de la cartulina. Mientras, se observa binocularmente la chincheta, se pincha con otra un punto más cercano de tal forma que parezca que éstas apuntan directamente hacia el observador. Se puede rectificar la alineación inicial desplazando lateralmente una de las dos chinchetas. En cualquier caso, la inicial, o de fijación, debería verse haplópicamente. Si la segunda se percibiera doble, se centran las imágenes dobles respecto de la de fijación. La posición de las dos chinchetas define una línea, la cual, en teoría, pasaría directamente por nuestro egocentro.
3. Se repite en el proceso para varios ángulos más de mirada (fig. 8.13). Cada pareja de chinchetas marcará una línea que, prolongada adecuadamente hacia la cara, intersectará en un punto (egocentro) con el resto de líneas asociadas por parejas. Asumiendo, por tanto, como origen (0,0) el punto medio entre los vértices corneales, se estima la posición del egocentro.

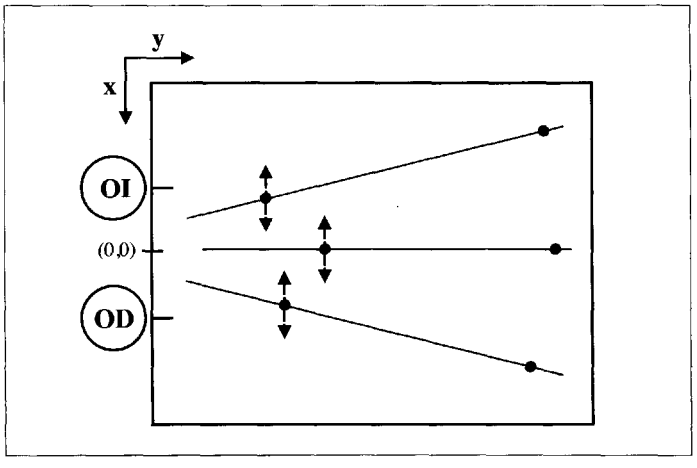


Fig. 8.13 Esquema del método de Howard-Templeton para la localización del ojo cíclope.

Este mismo, pero usando prismas yugados (ambos de base a la derecha o de base a la izquierda), se puede utilizar para demostrar cómo cambia la dirección binocular percibida como una evidencia más de las leyes de dirección visual. Un buen truco es usar, aparte de la cartulina al nivel de los ojos y las chinchetas, otra cartulina pegada por debajo de la mesa, de forma que la primera podría colocarse sobre la mesa, y la segunda debajo de ella fijada de algún modo. Así, en vez de marcar aparentemente con una chincheta la dirección binocular en la cartulina de arriba, se marca con las propias manos por debajo de la mesa. De esta forma, sin la referencia de las manos, la estimación de la dirección visual binocular será bruta, en el sentido de no estar influenciada, siempre positivamente, por nuestro sistema táctil. Así, con prismas yugados de base a la derecha (a la izquierda), los ojos se verán forzados a realizar una levoversión (dextro), con lo cual una chincheta como test colocada sobre la línea media, en la que en principio sin los prismas se observaría de frente en línea recta, se percibiría aparentemente desplazada hacia la izquierda (derecha).

Con el anterior método de Howard-Templeton sobre la localización del ojo cíclope podemos preguntarnos ahora qué es lo que suele salir en los resultados obtenidos. Ya que los juicios de dirección visual no están afectados por la rotación de la cabeza, la hipótesis clásica establece que el ojo cíclope se encuentra en el centro de rotación de la cabeza. Sin embargo, con el procedimiento anterior se obtiene que el ojo cíclope se encuentra aproximadamente en el punto medio (0,0) de los vértices corneales. Este mismo resultado se obtiene analizando el efecto «cyclops» en niños de corta edad (1.5 a 2 años) cuando les piden que miren binocularmente cualquier cosa a través de un tubo. Todos ellos, en vez de colocar el tubo enfrente de uno de los dos ojos, lo colocan entre los dos. Por tanto, sin una refutación completamente clara de la clásica, todas las hipótesis actuales de trabajo utilizan el concepto de ojo cíclope ubicándolo en medio de los dos ojos.

Los mismos principios de proyección ciclópea se pueden usar para explicar por qué, durante la determinación de la zona de visión binocular nítida y haplópica (§ capítulo 6) usando prismas horizontales (nasal y temporal) para conseguir los puntos de borrosidad, ruptura y recuperación, el test parecerá centrado cuando la persona esta fusionando con ambos ojos, pero, tan pronto como uno de los ojos adopta una posición pasiva y se suprime su contribución visual, el objeto parecerá moverse en la dirección del vértice del prisma a medida que se aumenta su potencia dióptrica. Por ejemplo, si cantidades idénticas de prisma de base temporal se aumentan en cada ojo, el test parecerá desplazarse nasalmente en cada ojo y ambos rotarán nasalmente para mantener la fijación foveal. La información sobre el signo local en ambos ojos dirá «fijación foveal». Ya que ambos ojos estarán convergiendo de igual forma, pero en direcciones opuestas, la dirección binocular final o neta asignada al ojo cíclope es la de enfrente o en línea recta: el test permanece visto sobre la línea media (que coincidirá con el eje común). Supongamos que el ojo derecho adopta una posición pasiva. En ese momento, las informaciones procedentes del ojo derecho sobre el signo local y la orientación ocular se pierden. El ojo izquierdo mantendrá la fijación foveal y girará consecuentemente hacia su lado nasal (a la derecha). Esta orientación a

la derecha no queda balanceada con la del ojo derecho, por lo que la dirección visual del test quedará hacia la derecha, y se desplazará cada vez más hacia este lado a medida que aumentemos la potencia de los prismas. Por tanto, si estamos pendientes en el experimento de los puntos de borrosidad, ruptura y recuperación y el observador no ve nunca doble, debemos preguntarle si empieza el test a moverse y cuándo: en el momento indique tal movimiento aparente, sabremos que uno de los ojos adopta una posición pasiva (se suprime) y que esto representa el límite de fusión binocular para la distancia adoptada de fijación.

Dominancia ocular

Como bien es sabido, además de por otras muchas cosas, las personas se distinguen entre zurdas y diestras, entendiendo con ello que una persona zurda (diestra) utiliza su mano izquierda (derecha) para cualquier movimiento que requiera exactitud y precisión (escribir, etc.). Pues bien, en el sistema visual pasa aproximadamente lo mismo: uno de los dos ojos contribuye más en la percepción, o sea, llanamente, «trabaja» más que el otro. En realidad, esta definición del *ojo dominante* es muy superficial puesto que el concepto realmente es mucho más complejo, tanto que genera a veces confusión en Optometría y Oftalmología. Partiremos de la definición siguiente (Hoffsteter, 2000: 210) para enfocar claramente este concepto: «La superioridad de un ojo sobre el otro en tareas perceptuales o motoras. El término se aplica generalmente a aquellas superioridades que no se basan en una diferencia en agudeza visual entre ambos ojos, o en una disfunción del aparato neuromuscular de uno de los ojos». Por tanto, en principio, no podemos establecer con total claridad si un ojo estrábico y/o ambliópico es el ojo no-dominante. Es preciso pues matizar más la definición expuesta arriba distinguiendo varios tipos de dominancia ocular (Reading, 1983: 284):

1. Dominancia sensorial:
   - El ojo cuya imagen se ve más frecuentemente en rivalidad binocular.
   - El ojo que posee la mejor agudeza visual.
   - El ojo que tiene la imagen doble más definida en diplopía fisiológica (ver más adelante).
   - El ojo cuya post-imagen persiste más tiempo.
   - El ojo que se elige para mirar a través de un ocular, por ejemplo, de microscopio simple.
2. Dominancia motora:
   - El ojo que fija centralmente en presencia de foria, estrabismo, o disparidad de fijación (§ Tema 10).
   - El ojo que continúa fijando más cerca que el punto próximo de convergencia.

digitalia
www.digitalia.us

3. Dominancia direccional:

   - El ojo con el que uno mira (por ejemplo, cuando apunta con un rifle).
   - El ojo con el que nota menos saltos en un test de oclusión alternante.

Consecuentemente, cuando en visión binocular se expresa que la imagen haplópica final no es la contribución equitativa (50%) de ambos ojos, nos estamos refiriendo a la dominancia sensorial. Suele ocurrir cuando existe una diferencia entre las dos imágenes retinianas (en cuanto a color y luminosidad) que podría dar lugar a rivalidad o algún tipo de interacción binocular. Basándose en estas diferencias, el sistema visual podría encontrar más fácil suprimir la contribución perceptual de un ojo respecto del otro, favorecerla o potenciarla. Este tipo de dominancia ocular es, por tanto, muy importante para entender la *sumación binocular* (Howard, Rogers, 1995: 349; Steinman, Steinman, Garzia, 2000: 153), entendida ésta como un aumento de ciertas capacidades visuales (agudeza visual, detección de parpadeo, sensibilidad al contraste, umbral de luminancia, etc.) con los dos ojos abiertos en vez de con un solo ojo.

La dominancia motora se refiere generalmente al ojo que mejor fija bajo condiciones binoculares. Así es, por ejemplo, como se ha aplicado en varios ejemplos gráficos sobre forias y estrabismos de esta monografía.

La dominancia direccional es la más conocida ya que la mayoría de los tests clínicos de dominancia se refieren a ésta. Un test sencillo consiste en pedirle al paciente que forme un agujero con las manos y centre binocularmente un objeto con ese agujero. Cuando ocluya alternativamente cada ojo, solamente el dominante (direccional) está realmente viendo el mismo objeto. Otro test sencillo, basado en las ventanas «mágicas» de Wells (figs. 8.7 y 8.8), consiste en ocluir alternativamente los ojos y notar cuáles son las figuras dobles (cuadrado y círculo) que se mueven menos. El ojo asociado a las figuras dobles «estáticas» corresponde con el ojo dominante (direccional). Si volviéramos a plantear, como en la sección anterior, la localización del ojo cíclope, comprobaríamos que éste se desplaza siempre ligeramente hacia el ojo dominante, llegando al punto que, ante la pérdida de un ojo, la posición del ojo cíclope se puede desplazar hasta un 75% hacia el ojo restante. En la mayoría de los casos de fijación excéntrica, es el ojo no-dominante el que padece la anomalía visual. Igual ocurre en los casos de estrabismo y ambliopía.

En relación con las diferentes clases de dominancia ocular que acabamos de comentar no existen razones para suponer que el mismo ojo será el dominante en los tres tipos citados; es posible que una persona tenga el derecho como dominante sensorial, pero sea el izquierdo el dominante direccional. Además, es posible que la dominancia ocular de una persona pueda cambiar dependiendo de la distancia de fijación (lejos vs. cerca, etc.), o para diferentes tareas visuales. Por otra parte, y para complicarlo aún más en relación a este tema, el grado de dominancia ocular puede también variar entre personas. Algunas personas pueden presentar una dominancia fuerte en un ojo; en cambio, otras pueden tener casi la misma preferencia en uno u otro; y otras pueden libremente alternar la dominancia ocular entre ambos.

La dominancia ocular, en cualquiera de sus variantes, es tan importante que, en una compensación óptica, ya sea con lentes o prismas, una incorrecta prescripción sobre el no-dominante puede ser tolerada con ambos ojos abiertos, pero quizás, en cambio, la misma magnitud de error óptico sea inaceptable para el dominante. Por eso, si en pacientes normales no se puede balancear exactamente la agudeza visual corregida durante la refracción subjetiva, es mejor afinar la corrección en el ojo dominante.

Tal concepto es de importancia capital en la prescripción de lentes de contacto tipo *monovisión*. Consiste en prescribir, generalmente en sujetos présbitas, la neutralización de lejos (si la necesitara por ser amétrope) en un ojo y la neutralización de cerca en el otro. Esta opción permite al paciente présbita tener visión nítida tanto de lejos como de cerca sin tener que usar lentes bifocales o gafas de lectura sobre sus lentes de contacto (supuestamente usadas como lentes compensadoras de lejos). Por tanto, una persona que lleve puestas gafas de monovisión verá siempre borroso en un ojo: cuando se fije en un objeto cercano, la percepción del ojo compensado de cerca será nítida, pero la del ojo compensado de lejos será borrosa. Si el paciente opta por esta técnica de prescripción óptica, el óptico-optometrista debe tener en cuenta la dominancia ocular para un buen ajuste, sobre todo lo referente a la dualidad dominancia sensorial vs. direccional, lejos vs. cerca, y al grado de dominancia (fuerte vs. sin preferencia por uno de los dos ojos). Este análisis previo ayudará a decidir sobre qué ojo se compensará de lejos o de cerca y a predecir si la prescripción de este tipo aportará mejoras visuales al paciente.

Tradicionalmente, los tests clínicos de dominancia, todos ellos de tipo direccional, se aplican para visión lejana. Entonces, se neutraliza de lejos el ojo dominante y el no-dominante de cerca. No obstante, ya que estamos preocupados sobre cómo una persona puede adaptar la imagen borrosa de un ojo con la imagen nítida del otro, la dominancia sensorial, en vez de la direccional, parece ser la más importante a tener en cuenta. Además, sería mejor aplicar el test de dominancia sensorial tanto de lejos como de cerca. Una opción de este tipo de test sería aquella en la que se averigua con cuál de los dos ojos, con una lente antepuesta (p.ej. la adición necesaria) en uno de ellos, se alcanza la mayor agudeza visual binocular. En tal caso, se obtendría el ojo no-dominante, mientras que con el ojo dominante con lente antepuesta se obtendría la peor agudeza visual binocular.

Partiendo, por tanto, de la premisa o principio empírico de que el ojo no-dominante tolera más la borrosidad, es aconsejable dejar la compensación de lejos en el ojo dominante, de forma que la nitidez de objetos típicos lejanos, como las señales de tráfico y pantallas de visualización de datos (TV, etc.), no se vea alterada. En los casos donde el ojo derecho sea el dominante sensorial tanto en visión lejana como cercana, la adaptación de la prescripción tipo monovisión es bastante costosa. En cambio, en pacientes sin ninguna preferencia de ojo dominante o con dominancia ocular débil tanto de lejos como de cerca, la adaptación a este tipo de prescripción óptica será mucho mejor. Aun así, el llevar lente monovisión genera un defecto de estereopsis (§ capítulo 13), cuyas consecuencias pueden ser nefastas en algunos tipos de tareas visuales, por lo que se recomienda no usar tal prescripción óptica.

8.5 Diplopía y confusión

Ambos conceptos son opuestos y son una consecuencia indirecta de las leyes de dirección visual. En primer lugar, la diplopía o visión doble tiene lugar cuando, observando el mismo objeto, las dos imágenes monoculares no caen o no estimulan puntos retinianos correspondientes. Por tanto, al romperse el primer eslabón de estimulación (retiniana) simultánea, el procesado visual restante hasta el córtex irá marcando sucesivamente esta diferencia hasta que, finalmente, se perciba doble. Por otro lado, la confusión se refiere a que dos objetos diferentes se ven en la misma dirección o posición, por lo que parecen superpuestos. Esto ocurre cuando una imagen se forma en una zona retiniana pero la imagen no idéntica (del otro objeto) se forma sobre la zona retiniana correspondiente en el otro ojo. Tal efecto se nota principalmente en visión foveal. La distinción entre ambos conceptos se marca en la fig. 8.14. Con un estímulo visual compuesto por una cruz y un círculo, ambos transparentes, la diplopía se refiere a la parte de la percepción del estímulo en la que se ven dos cruces y dos círculos, mientras que la confusión se refiere a la parte de la percepción en la que se superponen una cruz y un círculo (es decir, que marcan la misma dirección).

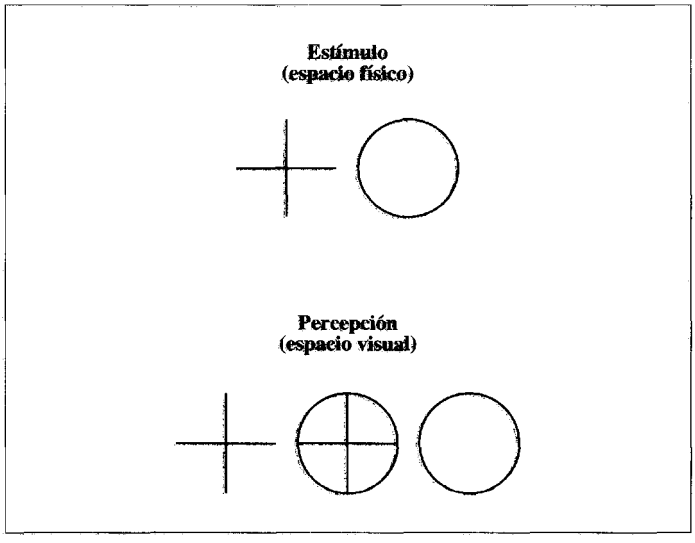


Fig. 8.14 Diplopía y confusión. Desalineando ligeramente los ojos, ya sea por divergencia o sobreconvergencia, a la hora de observar el estímulo visual (cruz y círculo), se puede percibir la figura «doble y confusa» de la parte inferior de esta figura. Véase texto para más detalles.

La diplopía y la confusión (binocular) son algunos de los efectos molestos del estrabismo (§ capítulo 5). Debido al desalineamiento de los ojos, ambos no

apuntan al mismo objeto: el ojo dominante (motor) fijará centralmente mientras que el otro no. Por tanto, la diplopía del objeto de fijación ocurrirá porque no estará estimulando puntos retinianos correspondientes (las dos fóveas). La confusión aparecerá porque las dos fóveas no apuntarán en la misma dirección: el ojo dominante lo hará correctamente, mientras que el otro no. Ante una situación tan molesta, ya pueden imaginarse los lectores cómo se las pueden apañar las personas estrábicas para desenvolverse por el mundo. Afortunadamente, la naturaleza, en este caso, la flexibilidad o adaptabilidad del sistema visual, permite a los sujetos estrábicos optar (es decir, aprenden generalmente de forma inconsciente) por dos estrategias para eliminar efectos visuales tan molestos. Una opción es eliminar la contribución sensorial del ojo no-dominante (estrábico) de forma que ni se ve doble ni confuso aun con los dos ojos abiertos. Tal proceso recibirá el nombre de *supresión binocular* y se estudiará en el capítulo 11. La otra opción, conceptualmente más compleja, consiste en el desplazamiento del centro de referencia de la dirección visual principal (de la fóvea a un punto extrafoveal), y se denota como *correspondencia retiniana anómala*. Tal proceso se analizará posteriormente en este mismo capítulo.

Distinguiremos básicamente dos tipos de diplopía: fisiológica y patológica. La primera, aunque parezca raro y como veremos más adelante, se puede observar en condiciones normales, es decir, que personas con visión binocular perfecta pueden notar a veces visión doble. La segunda la asociaremos a la visión doble de personas que presentan anomalías visuales.

Una forma sencilla de generar diplopía en un sujeto normal es anteponiéndole un prisma delante de un solo ojo. Tal efecto ya se describió en el capítulo anterior y el prisma usado de esta manera se llama *prisma diferencial*. Como ya se explicó, un prisma diferencial producirá diplopía cuando aproximadamente su potencia exceda la reserva fusional en la orientación marcada. Por ejemplo, si una persona tiene una reserva fusional de 6 Δ en base nasal para visión lejana, será entonces capaz de diverger los ojos hasta esta cantidad y mantener la visión haplópica (fig. 8.15, arriba), sin notar quizás el desplazamiento lateral aparente del objeto. En realidad, como ya sabemos, el ojo derecho abducirá para que la imagen del objeto se proyecte de nuevo en la fóvea, mientras que el ojo izquierdo realizará una pequeña dextroversión (que no se nota en la figura). A pesar de esto, el paciente notará ciertas molestias debido a lo que se llama estrés vergencial, ya que forzaría su mecanismo vergencial al límite. Sin embargo, con 7 Δ o más potencia de base nasal, el ojo no podrá abducir para llevar la imagen otra vez sobre la fóvea, por lo que cesará de fijar (posición pasiva). En tal situación, considerando a la persona ortofórica, el eje visual derecho apuntará sobre el objeto pero la imagen intermedia, formada por el prisma, se proyectará en retina nasal derecha (fig. 8.15, abajo). Aplicando entonces las leyes de dirección visual, en particular como novedad la ley 2c, el sujeto percibirá visión doble hacia su lado derecho. Si cambiamos la orientación del prisma a base temporal manteniendo el mismo ojo, el sujeto percibiría doble en su lado izquierdo. Lo mismo ocurriría con prismas de orientación vertical: hacia arriba con prismas de base inferior, hacia abajo con prismas de base superior.

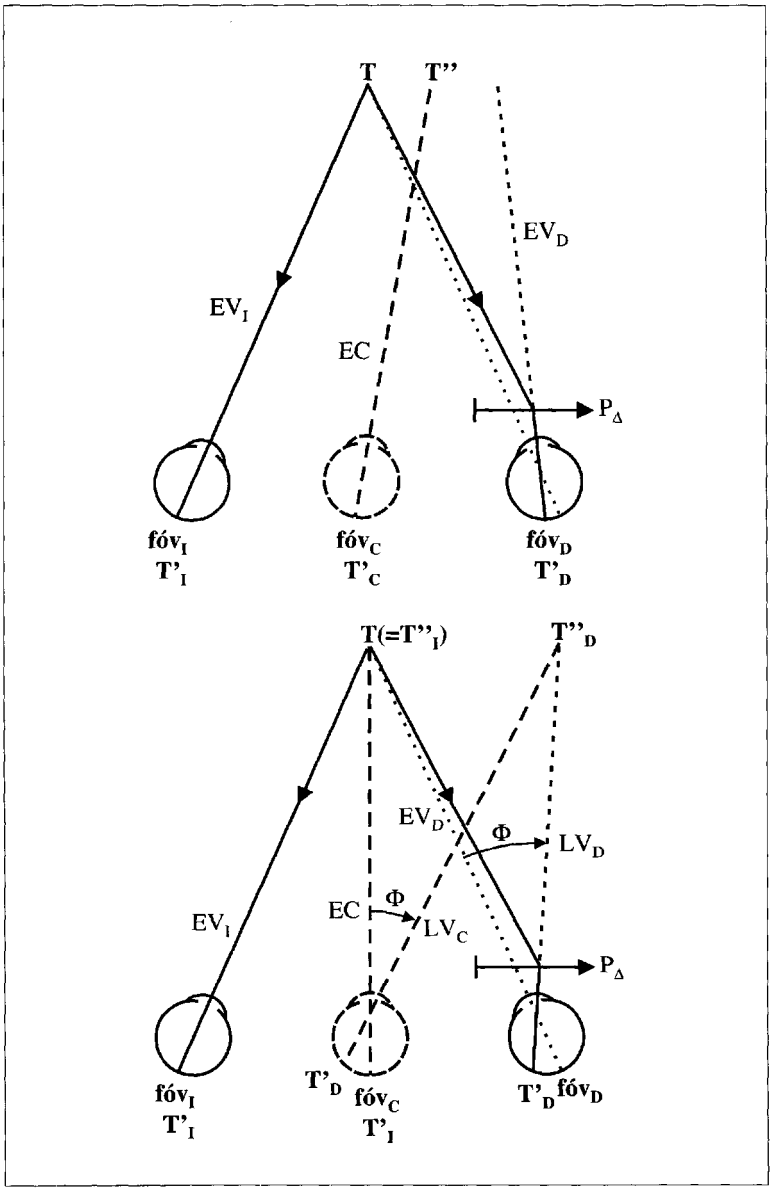


Fig. 8.15 Inducción de diplopía con un prisma. Arriba: no se percibirá diplopía si la potencia P_Δ del prisma es inferior a la reserva fusional nasal, y quizás tampoco se note el ligero desplazamiento lateral aparente del objeto. Abajo: se percibirá diplopía cuando el ojo derecho adopte una posición pasiva debido a que la potencia del prisma sea superior a la reserva fusional nasal. En este caso, aplicando las leyes de dirección visual, la imagen del ojo izquierdo permanecerá centrada, pero la imagen del ojo derecho se percibirá desplazada hacia la derecha.

El efecto anterior y su justificación vía las leyes de dirección visual, con especial relevancia la ley 2c, se utiliza clínicamente para la detección y medida de forias (Tunnacliffe, 1997: 535). El procedimiento se denomina simplemente como test de diplopía o desplazamiento. Consiste en colocar solamente un prisma diferencial de base nasal de 12 Δ en el ojo derecho observando a oscuras un punto luminoso. Para facilitar la identificación de los puntos luminosos dobles se antepone un filtro de color, generalmente rojo, sobre el ojo izquierdo. De acuerdo con las leyes de dirección visual, los puntos luminosos se percibirán proyectados en la dirección opuesta a la desviación relativa de los ojos. Por tanto, el desplazamiento relativo de los puntos dobles revelará el tipo de foria. Si no se percibe desplazamiento vertical, fácilmente visible gracias a nuestras capacidades de agudeza vernier, el sujeto presentará ortoforia vertical (fig. 8.16, arriba, izquierda) para la distancia de fijación considerada. Suponiendo en cambio la existencia de una hiperforia en el ojo derecho, el punto luminoso asociado a este ojo se percibirá por debajo del asociado al ojo izquierdo (fig. 8.16, arriba, centro). Para la detección de forias horizontales se utiliza un prisma diferencial vertical, por ejemplo de 8 Δ de base inferior, por lo que el desplazamiento relativo entre los dos puntos luminosos será evidentemente horizontal. Así, por ejemplo, el desplazamiento del punto asociado al ojo derecho hacia la derecha del asociado al ojo izquierdo indicaría la existencia de una endoforia (fig. 8.16, abajo, derecha). En cualquier caso, la medida de la desviación se puede hacer anteponiendo prismas en la orientación correcta (§ sección 7.3) en uno o ambos ojos hasta que los puntos dobles queden alineados, nunca superpuestos.

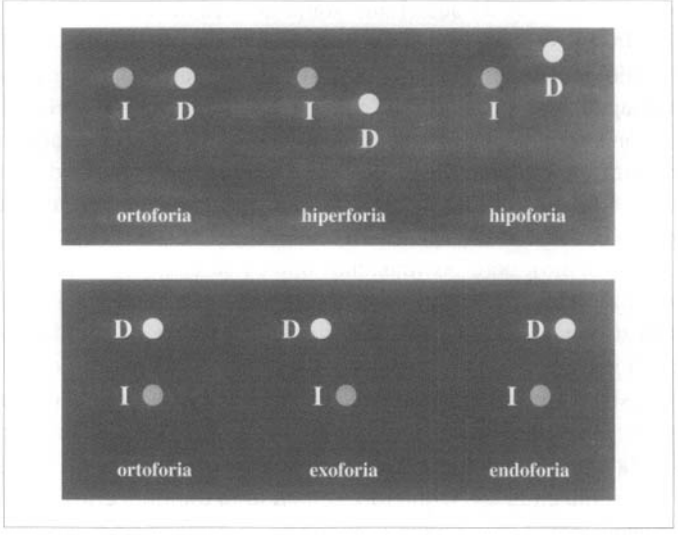


Fig. 8.16 Detección y medida de forias verticales (arriba) y horizontales (abajo) con el test de diplopía: arriba, de izquierda a derecha, ortoforia vertical, hiperforia e hipoforia; abajo, de izquierda a derecha, ortoforia horizontal, exoforia y endoforia.

La diplopía patológica en sujetos estrábicos puede llegar a ser un efecto visual muy molesto en el inicio de la formación de la anomalía visual, cuando todavía se mantiene la correspondencia retiniana normal. En el caso de tal existencia en niños, este síntoma revela el origen reciente de la anomalía visual, con lo que puede tratarse y neutralizarse a tiempo, antes de que el niño paciente opte inconscientemente por la supresión binocular. En cambio, la existencia de la diplopía patológica en adultos es mucho más complicada de neutralizar ante la falta de plasticidad del sistema visual adulto. Por tanto, si el estrabismo no excede las 15 Δ, la diplopía patológica puede compensarse habitualmente mediante prismas. Sin entrar en más detalles sobre la detección, medida y tratamiento de la diplopía patológica (Tunnacliffe, 1997, 552; Von Noorden, Campos, 2002, 213), puesto que queda fuera de los objetivos de esta monografía, creemos que sí resulta revelador indicar que unos de los aspectos más importantes en la sintomatología del estrabismo es si la diplopía patológica aparece o desaparece en algunas direcciones particulares de mirada, aparte de su orientación (horizontal, vertical, oblicua), etc.

8.5.1 *Diplopía fisiológica*

Una de las evidencias experimentales más claras de las leyes de dirección visual es la diplopía fisiológica, en sus dos versiones: cruzada y no cruzada (homónima). Ambas se pueden observar en condiciones normales, sin presentar aparentemente ningún tipo de anomalía visual. Para ello, se utilizan solamente dos objetos, A y B (dos lápices, dos dedos, uno de cada mano, dos varillas, etc.), colocados uno más alejado que el otro sobre la línea media y en el plano medio (al nivel de los ojos). Si optamos por fijar binocularmente en el más alejado (A) se percibirá doble el objeto más cercano (B) (fig. 8.17, arriba), con la peculiaridad de que la imagen doble de la derecha pertenece al ojo izquierdo, y viceversa. Esta configuración se denota, por tanto, como diplopía fisiológica cruzada, por lo del cruce de las imágenes dobles, lo cual se correlaciona con la disparidad horizontal cruzada (ec. 8.6). En cambio, si optamos por fijar binocularmente en el objeto más cercano (B), de nuevo se percibirá doble, en este caso el objeto más alejado (A) (fig. 8.17, abajo), pero las imágenes dobles de cada lado irán asociadas al ojo del mismo lado, de ahí que este tipo de diplopía fisiológica se denomine no cruzada u homónima, la cual se correlaciona también con el concepto de disparidad horizontal no cruzada (ec. 8.6). El efecto sería el mismo, pero menos perceptible, si desplazamos lateralmente uno de los objetos de la línea media o del plano medio. Esta separación de términos entre «cruzada» y «homónima» se da también en la diplopía patológica de sujetos estrábicos (Tunnacliffe, 1997: 469): con una exotropía en el ojo izquierdo, se percibirá diplopía cruzada (la imagen doble perteneciente al ojo izquierdo quedará a la derecha de la del ojo derecho, que está centrada en la línea media); en cambio, con una esotropía en el mismo ojo, se percibirá diplopía no cruzada.

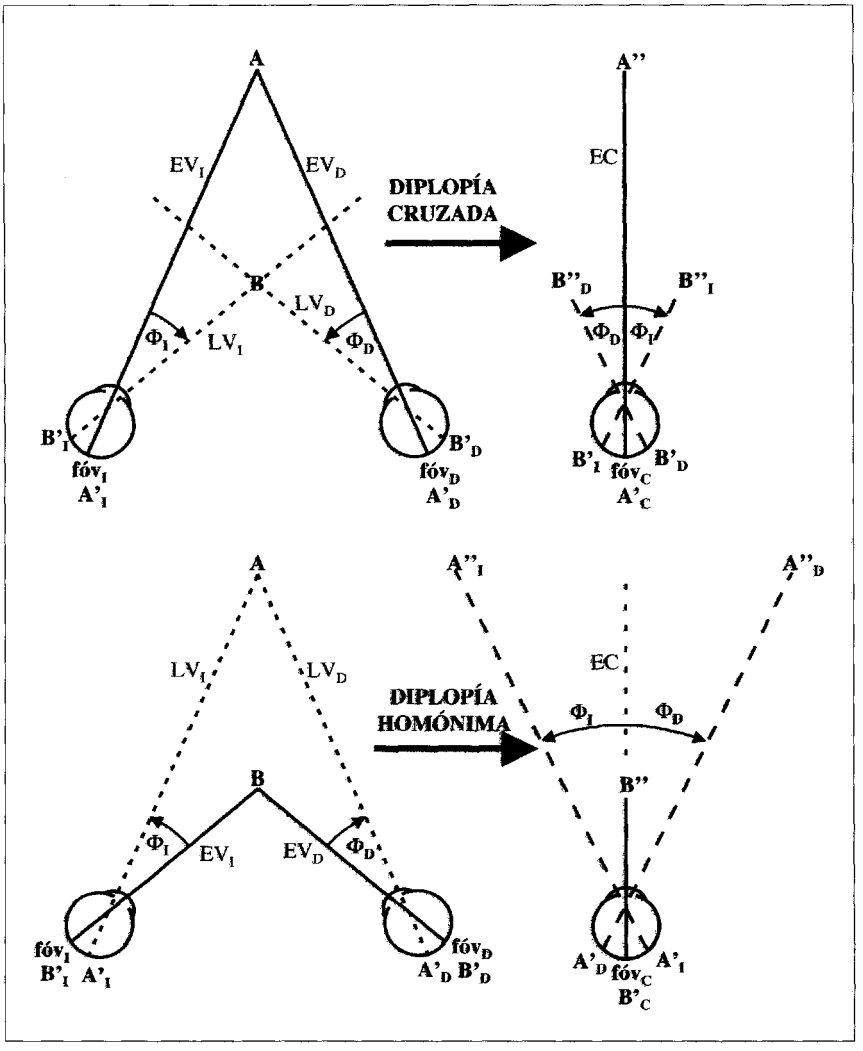


Fig. 8.17 Demostración de la diplopía fisiológica a partir de las leyes de dirección visual. Arriba: diplopía cruzada. Abajo: diplopía no cruzada u homónima.

La justificación gráfica de tales efectos visuales a partir de las leyes de dirección visual es sencilla y pone de relieve de nuevo la importancia de la ley 2c. Una vez definido el objeto de fijación, las líneas visuales trazadas hacia él se marcan como ejes visuales (EV). En cambio, las líneas marcadas (LV) hacia el objeto que no es de fijación quedan etiquetadas tal cual. Con los dos ejes visuales y su intersección trazamos el eje común (EC), que es el eje visual correspondiente al ojo cíclope. A continuación, se marcan los ángulos relativos, incluido el sentido de giro, de las líneas visuales respecto de su correspondiente eje visual. Estos ángulos de excentricidad retiniana Φ, asociados al objeto de no fijación, se

transfieren desde cada ojo al ojo cíclope manteniendo la magnitud y el sentido de giro (ley 2c). Como se puede observar en la fig. 8.17 (arriba), la fijación en el objeto más alejado (A) provoca que el sentido de giro de las excentricidades retinianas sea antihorario para la imagen doble del ojo derecho y horario para la del ojo izquierdo, lo que acarrea la percepción de diplopía cruzada. Sin embargo, la fijación en el objeto más cercano (B) provoca la inversión de los sentidos de giro anteriores, con lo cual, se percibirá diplopía no cruzada (fig. 8.17, abajo).

Una evidencia experimental más de las leyes de dirección visual usando el concepto de diplopía fisiológica, basado en concreto en las primeras experiencias de Wells (1792), se utiliza habitualmente como ejercicio de terapia visual para entrenar o controlar la convergencia. Se denomina técnicamente como cuerda de Brock (Steinman, Steinman, Garzia, 2000: 37; etc.; Scheiman, Wick 1996: 188). La técnica consiste en disponer de una cuerda con un nudo central y colocársela al nivel de los ojos de forma que se varía conscientemente la convergencia fijando la mirada sobre el nudo central o sobre puntos más cercanos (sobreconvergiendo) o más alejados (infraconvergiendo o divergiendo) de la cuerda. Las cuerdas dobles aparentemente percibidas según el punto de fijación elegido se ajustan a las leyes de dirección visual. Una forma sencilla de reproducir lo mismo, y sin ningún coste, tal como ya propuso Wells, consiste en dibujar sobre una cartulina u hoja DIN-A4 una línea central a lo largo de su dimensión más grande (fig. 8.18, arriba). Sobre ésta, se dibujan tres objetos A (cuadrado), B (triángulo) y C (círculo), situados respectivamente en el borde inferior, centro y borde superior. Colocándonos la cartulina al nivel de los ojos, se opta en primer lugar por fijar binocularmente sobre el punto más cercano (A, cuadrado). Esto genera diplopía fisiológica no cruzada de la línea central y de los puntos de control (B y C), y la figura típica observada se asemeja a una «V» (fig. 8.18, centro, izquierda), cuyo ángulo de convergencia denotaremos como C_A. Como segunda opción, fijamos la mirada sobre el punto central (B, triángulo), con lo cual se percibirá de nuevo diplopía fisiológica, con la peculiaridad de que el punto de control más cercano (A, cuadrado) se verá en diplopía cruzada, pero el punto de control más alejado (C, círculo) se verá en diplopía no cruzada. La figura típica observada se asemeja a una «X» (fig. 8.18, centro, derecha), cuyo ángulo de convergencia, C_B, será menor que el anterior, lo cual nos indicará que hemos infra-convergido o divergido. Como tercera opción, fijamos la mirada sobre el punto más alejado (C, círculo), con lo cual, de nuevo, se percibirá diplopía fisiológica cruzada en los puntos de control (A y B). La figura típica que se percibe ahora se asemeja a una «Λ», cuyo ángulo de convergencia, C_C, será menor que los dos anteriores, con lo cual el proceso de cambiar la mirada de A hacia C significa disminuir la convergencia o diverger la mirada. Otra figura típica, parecida a «/ \» se puede percibir si se fija binocularmente lo más lejos que se pueda, fuera de la cartulina. En este caso extremo, fijando en infinito, tendríamos una demostración palpable de la posición primaria de los ojos (ejes visuales paralelos = líneas dobles paralelas). Consecuentemente, el cambio consciente de mirada, de A a C (o incluso más lejos, fuera de la cartulina), o viceversa (aumentando la convergencia), junto con la percepción consciente de lo que se ve, se utiliza en terapia visual para hacer notar o ayudar a los pacientes en el control propio de la convergencia.

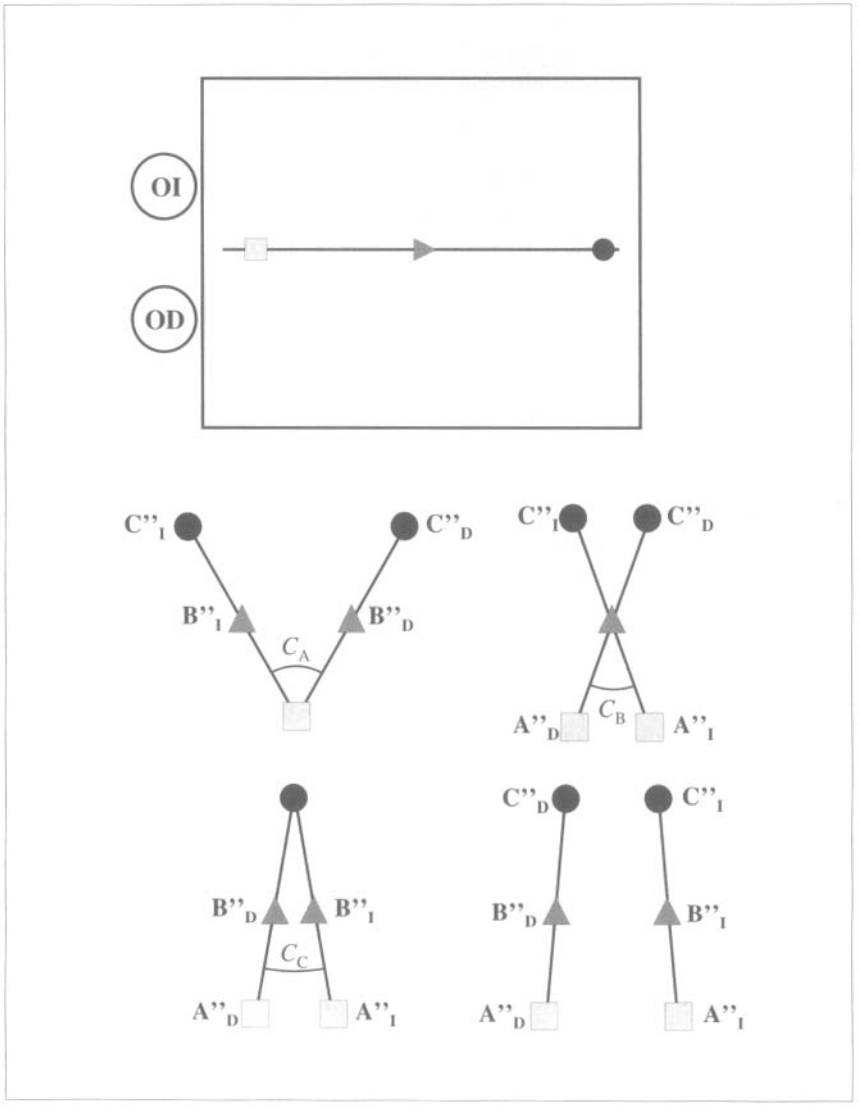


Fig. 8.18 Simulación de la cuerda de Brock utilizando la línea «mágica» de Wells. Arriba: configuración del diseño (espacio físico). Formas típicas del espacio visual según el punto de fijación elegido: centro-izquierda (sobreconvergiendo en el punto A), centro–derecha (convergiendo en el punto central B); abajo, izquierda (divergiendo en el punto C), abajo-derecha (posición cuasi-paralela de los ejes visuales al fijar sobre un punto muy lejano).

Uno de los aspectos más intrigantes de la diplopía fisiológica es por qué no se nota más a menudo, puesto que se da en condiciones normales en sujetos normales. Pensemos por ejemplo que, siendo estudiantes, tomando apuntes de la pizarra no se observan dobles (y de forma cruzada) los compañeros que están

delante, entre la pizarra y nosotros. O, por ejemplo, estando parados con el coche en un semáforo, no se perciben dobles los edificios o los objetos de alrededor (farolas, vehículos, etc.) cuando fijamos la mirada sobre una persona o un objeto determinado a varios metros de distancia. En cambio, sí que se nota la diplopía fisiológica, por ejemplo, cuando vamos conduciendo nuestro coche y al fijar binocularmente sobre los vehículos de delante, se perciben dobles (y de forma cruzada) las manchas de barro, de gotas secas de lluvia, o de excrementos de ave sobre el parabrisas. En este caso, el efecto puede ser tan molesto que a veces nos vemos obligados a limpiar el parabrisas antes de conducir. ¿Cuál es, por tanto, la diferencia entre los casos iniciales, donde no se nota, y éste último, donde sí se nota la diplopía fisiológica?

La verdad es que los aspectos teóricos de la dirección visual nos dicen que la diplopía fisiológica debería ser un efecto visual bastante común, perceptible en numerosas ocasiones, pero no lo es. Partiendo del concepto de correspondencia retiniana se definió antes el horóptero como la región del espacio donde no vemos doble fijando la mirada, es decir, donde no se percibiría diplopía fisiológica. Fuera del horóptero, ésta se percibiría claramente. Siendo, en primera aproximación, el horóptero la circunferencia de Vieth-Muller (fig. 8.5), dentro y fuera de esta línea circular se debería notar la diplopía fisiológica, pero no es así en condiciones normales salvo en casos «especiales»: con varillas o lápices (objetos delgados), manchas (objetos pequeños) en el parabrisas, etc. Analizando todo esto, debemos sentirnos afortunados de que la diplopía fisiológica se note mucho menos de lo que la teoría visual predice, lo cual significa que esta teoría está incompleta o no hemos tenido en cuenta otros aspectos del sistema visual aparentemente inconexos con la visión binocular. Mucho mejor así, pero debemos reconocer que esta flexibilidad o adaptabilidad de nuestro sistema visual es algo sorprendente y loable. Pero, ¿cuáles son esos aspectos de la visión que debemos tener en cuenta para justificar que la diplopía fisiológica no se note tan a menudo? Sin usar explicaciones de tipo neurofisiológico, relacionadas con el concepto de área fusional de Panum y las células corticales de procesado binocular (Tunnacliffe, 1997: 480), la diplopía fisiológica no se percibe la mayoría de las veces porque:

1. Las imágenes dobles, proyectadas en la extrafóvea, se verán borrosas porque enfocamos sobre el punto de fijación. A mayor borrosidad, se difuminarán más las imágenes dobles y, por tanto, se notarán menos.
2. Fuera de la foveola, la agudeza visual (AV) decae rápidamente por lo que el detalle de las imágenes dobles no será tan visible, lo cual implica que las imágenes dobles se notarán menos.
3. Cuando los objetos no fijados están hacia un lado del de fijación, es decir, que no están alineados, como en la fig. 8.19 y a diferencia de la fig. 8.18, las imágenes dobles se proyectarán tan cerca entre sí que quedarán casi superpuestas, por lo que no se notará la diplopía fisiológica. Esto puede comprobarse colocando en la línea media un lápiz o una varilla a 40 cm de los ojos y otro más cercano, alineado con el primero, para notar claramente la diplopía fisiológica cruzada. Si desplazamos lateralmente

el objeto más cercano, por ejemplo hacia la derecha, iremos notando progresivamente cómo las imágenes dobles se aproximan entre sí hasta que finalmente se solapan.

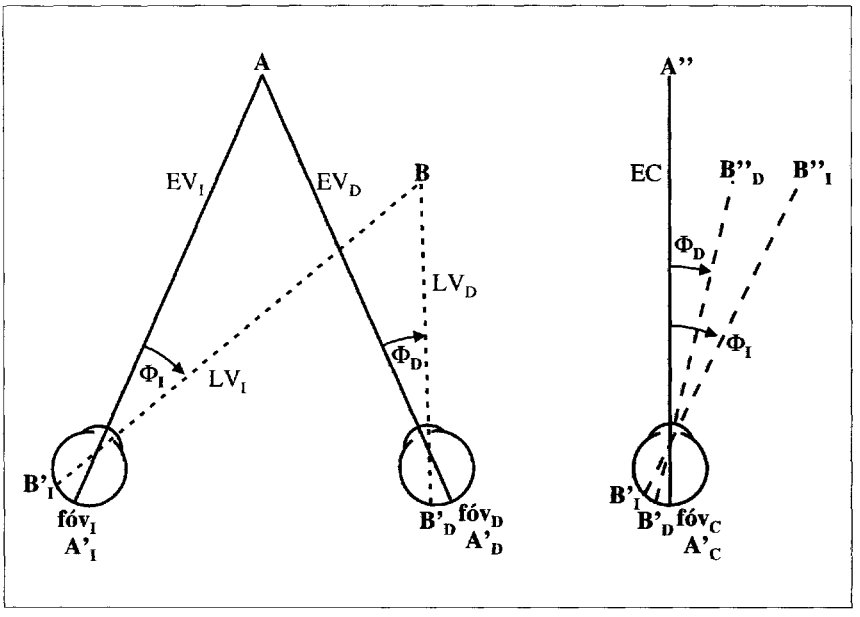


Fig. 8.19 Diplopía fisiológica cruzada de un objeto (B) tal que no está alineado con el objeto de fijación (A). En esta situación, bastante común en la vida cotidiana, las imágenes dobles de B se proyectarán tan cerca entre sí en el ojo cíclope que quizás deje de percibirse la visión doble: en el extremo de excentricidad, los ángulos Φ_I y Φ_D serán aproximadamente iguales por lo que las imágenes dobles se solaparán. Si tenemos en cuenta también que en la extrafóvea la agudeza visual (AV) decae rápidamente, todavía se notará menos la diplopía fisiológica (cruzada).

4. Los objetos cotidianos son generalmente finitos en tamaño, no microscópicos, por lo que sus imágenes dobles se solaparán fácilmente, con lo que la diplopía fisiológica no se notará casi nada. Esto puede comprobarse fácilmente usando un lápiz o una varilla, como objeto de fijación, y una regla, o cualquier otro objeto, delgado por un canto pero ancho por el otro. Alineando los dos sobre la línea media, como antes, percibiremos claramente diplopía cruzada en la regla si está colocada de perfil (fig. 8.20, izquierda). En cambio, girándo la regla para verla a lo ancho, sin desplazarla del mismo sitio, las imágenes dobles quedarán casi solapadas con lo que la diplopía fisiológica cruzada dejará casi de percibirse (fig. 8.20, derecha).

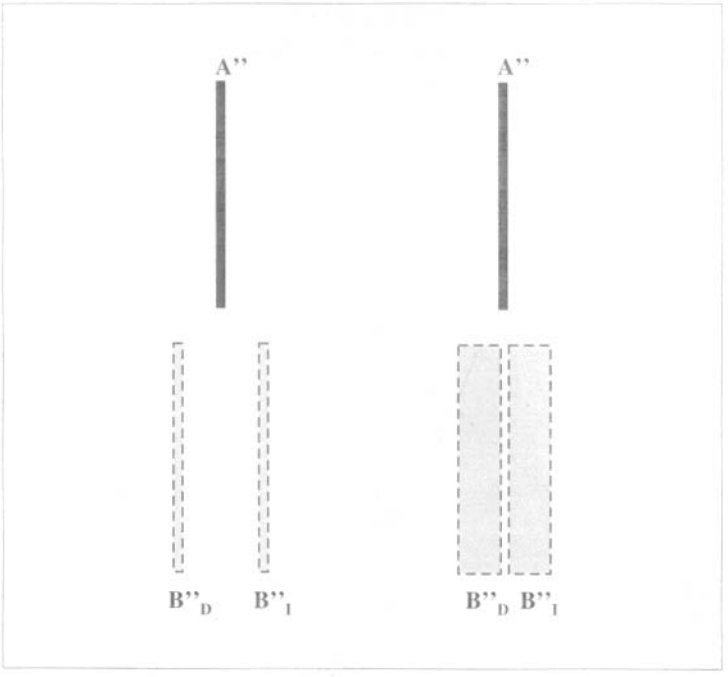


Fig. 8.20 Diplopía fisiológica para objetos finitos. Izquierda: simulación de la visión doble cuando el objeto es delgado (regla de canto). Derecha: simulación del solapamiento de las imágenes dobles cuando el objeto es grueso (regla a lo ancho). En este último caso, bastante común en la vida cotidiana, la diplopía fisiológica cruzada dejará casi de percibirse.

Con estas pequeñas aclaraciones comprendemos, por tanto, por qué la diplopía fisiológica se nota poquísimo en situaciones cotidianas, salvo en excepciones contadas como cuando aparecen manchas pequeñas de barro en el parabrisas del coche. Su existencia es una demostración inequívoca de las leyes de dirección visual pero, afortunadamente, otros aspectos del sistema visual la neutralizan en situaciones cotidianas para que no resulte tan molesta.

8.6 Correspondencia retiniana anómala

En los estrabismos el paciente debería percibir diplopía (patológica) o suprimir la imagen del ojo desviado. En muchos casos los sujetos estrábicos son capaces de fusionar, o sea, no ver doble, a pesar del estrabismo. Esto indica que poseen *correspondencia retinina anómala* (*anomalous retinal correspondence*, ARC). Este es un tipo de anomalía sensorial que se presenta en al menos la mitad de los casos de estrabismo y puede estar presente con o sin fijación excéntrica.

Normalmente las dos fóveas son puntos correspondientes y ambas tienen la misma dirección visual oculocéntrica (enfrente y en línea recta respecto de nosotros). En correspondencia retiniana anómala la fóvea del ojo dominante se iguala con otro punto retiniano del ojo desviado. Esto ocurre solamente durante la fusión binocular y refleja el intento del sistema visual de adaptar las dos imágenes retinianas dispares o no correspondientes. Por tanto, es un concepto similar a la fijación excéntrica, pero en condiciones binoculares. No obstante, la designación del concepto no es técnicamente correcta. Aunque los mecanismos responsables de la correspondencia retiniana anómala son corticales, el término denota la correspondencia de las posiciones de los puntos retinianos que son asignados en la misma dirección visual, por lo que algunos autores prefieren usar directamente *correspondencia anómala* (Steinman, Steinman, Garzia, 2000: 40; Von Noorden, Campos, 2002: 222). A pesar de que no se percibirá visión doble, la fusión binocular establecida no será perfecta en cuanto a estereopsis puesto que la región extrafoveal del ojo desviado, elegida como correspondiente de la fóvea del ojo dominante, tendrá siempre una agudeza visual menor.

Para comprender la correspondencia anómala y sus tipos, se recurre habitualmente a comparar tres ángulos (tabla 8.1):

1. Ángulo *H*: es el ángulo objetivo de estrabismo y puede medirse usando el test de oclusión (*cover test*) con prismas sueltos o con un test de superposición de post-imágenes. Es el ángulo de desviación del globo ocular en sí.
2. Ángulo *S*: es el ángulo subjetivo de estrabismo y puede medirse mediante técnicas oftalmoscópicas o mediante el ángulo percibido de diplopía.
3. Ángulo *A*: es el ángulo de anomalía. En correspondencia normal, los ángulos *H* y *S* son iguales. En correspondencia anómala estos ángulos no son iguales y la diferencia entre ellos es el ángulo de anomalía: $A=H-S$.

TABLA 8.1
Clasificación de la correspondencia anómala

Categoría			*Características*
Correspondencia normal			$A = 0, H = S$
Correspondencia anómala $H \neq S$	Armónica		$S = 0, A = H$
	No Armónica $S \neq 0$	Típica	$S < H, A > 0$
		Paradójica I	$S < 0, A > H$
		Paradójica II	$S > H, A < 0$

digitalia
www.digitalia.us

La correspondencia anómala armónica (HARC, en inglés) es la más común de todas, con más de la mitad de los casos. Le sigue posteriormente, con menor frecuencia, la correspondencia anómala no armónica. Los otros tipos restantes, designados como «paradójicos», son subtipos de correspondencia no armónica que a veces aparecen inesperadamente después de la operación quirúrgica del estrabismo. Veamos esquemáticamente a continuación las diferencias marcadas usando los principios de las leyes de dirección visual.

En primer lugar, analizaremos la correspondencia anómala armónica en relación con la correspondencia normal (fig. 8.21). El sujeto estrábico con correspondencia armónica percibirá en general el entorno que le rodea en un sentido espacial normal, sin diplopía ni confusión, pero con un grado inferior de estereopsis y con los movimientos oculares de vergencia limitados. Por tanto, en cierto modo, no es consciente de que tiene el ojo desviado ($S = 0$), o que no nota un efecto visual molesto debido al ojo desviado. Si consideramos una esotropía izquierda (EsoT), un sujeto con tal desviación ocular pero con correspondencia normal percibirá diplopía y confusión (fig. 8.21, arriba). Tal es, por ejemplo, la percepción en adultos con un estrabismo reciente (aunque el caso más frecuente sea una exotropía). En cambio, el mismo caso de estrabismo (EsoT) con correspondencia armónica, típico en niños debido a la gran plasticidad de su sistema visual, da lugar a una percepción haplópica aparentemente normal (fig. 8.21, abajo). Esto es posible porque el paciente consigue reasignar exactamente el punto retiniano correspondiente en el ojo desviado con la fóvea del ojo dominante con la dirección ciclópea frontal (enfrente y en línea recta). Cuando tal reasignación cortical no es del todo exacta, por exceso o por defecto, se dan los casos de correspondencia no armónica. Un test clínico sencillo, usando post-imágenes, para medir el ángulo objetivo de estrabismo H es el de Hering-Bielschowsky (Steinman, Steinman, Garzia, 2000: 69; Tunnacliffe, 1997: 562). El ojo izquierdo proyecta exteriormente una línea vertical, mientras que el ojo derecho proyecta una línea horizontal. Con correspondencia normal, se percibirá una cruz perfectamente simétrica (+). Con correspondencia armónica se producirá un desplazamiento relativo, según el tipo de estrabismo, de las dos post-imágenes llegando, por tanto, a percibirse una cruz descentrada, o ni tan siquiera una cruz (– l, para una esotropía izquierda). La separación angular de los centros de las dos post-imágenes será, por tanto, el ángulo H.

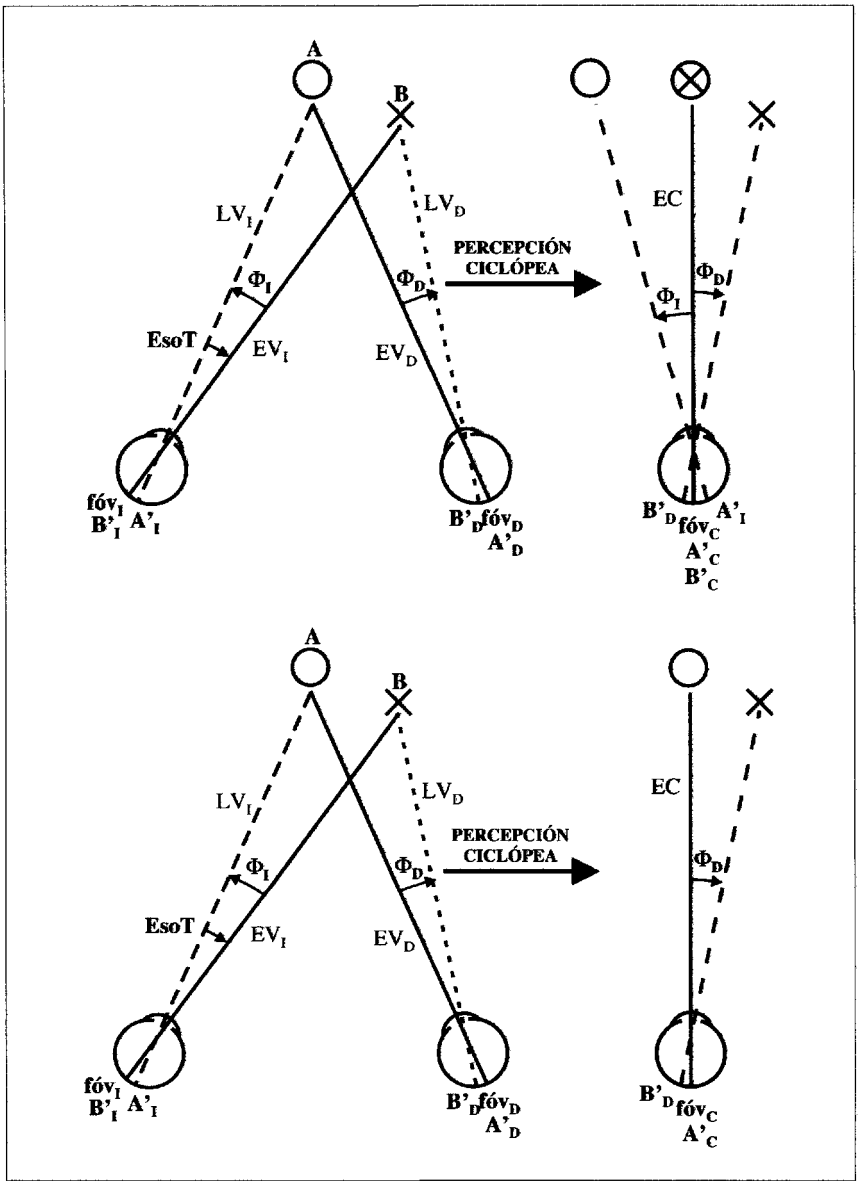


Fig. 8.21 Comparación de la percepción entre la correspondencia normal (arriba) y la correspondencia anómala armónica (abajo). Un sujeto con esotropía izquierda con correspondencia normal verá doble y confuso; en cambio, el mismo sujeto, si hubiera desarrollado la correspondencia armónica, vería aparentemente normal, sin diplopía ni confusión.

En segundo lugar, analizaremos la correspondencia no armónica y sus subtipos. Para ello será suficiente con tener en cuenta cómo se produce la disociación

digitalia
www.digitalia.us

de los ojos con un estereoscopio (sinoptóforo, etc.), aspecto ya explicado en el capítulo anterior. En este tipo de instrumento optométrico, un objeto (cuadrado) se fija fovealmente en el ojo dominante (normal, p.ej., ojo izquierdo) y otro diferente (círculo) en el ojo desviado (ojo derecho), de forma que este segundo objeto se puede desplazar independientemente del otro para percibirse ambos alineados. Esto permite localizar y medir el eje de fijación subjetiva del ojo desviado. Para los esquemas siguientes (fig. 8.22), es conveniente describir varios puntos retinianos: fóvea (de sobra conocido), punto cero («0») como la proyección retiniana de la dirección oculocéntrica frontal, y punto «*a*» como la proyección retiniana del eje de fijación anómalo. Considerando siempre una esotropía derecha en estos esquemas, se observa en el caso de correspondencia armónica (fig. 8.22, arriba, izquierda) que los puntos retinianos «0» y «*a*» coinciden, lo cual implica que $A = H$; en cambio, en correspondencia no armónica típica (fig. 8.22, arriba, derecha) el punto «*a*» se encuentra en algún lugar entre el punto «0» y la fóvea, lo cual implica que $S < H$ y $A > 0$. En este último caso, el paciente sí que será consciente de que tiene el ojo desviado: ocluyendo el ojo izquierdo, nota que el objeto visto por el ojo abierto no está enfrente, en línea recta, pero a pesar de esto, con los dos ojos abiertos percibe ambos objetos superpuestos. En estos casos, los tests clínicos habituales son el de las varillas de Maddox (Steinman, Steinman, Garzia, 2000: 71; Tunnacliffe, 1997: 531, 563) y el test de Hess-Lancaster (Steinman, Steinman, Garzia, 2000), basado en la disociación de los ojos con filtros rojo-verde.

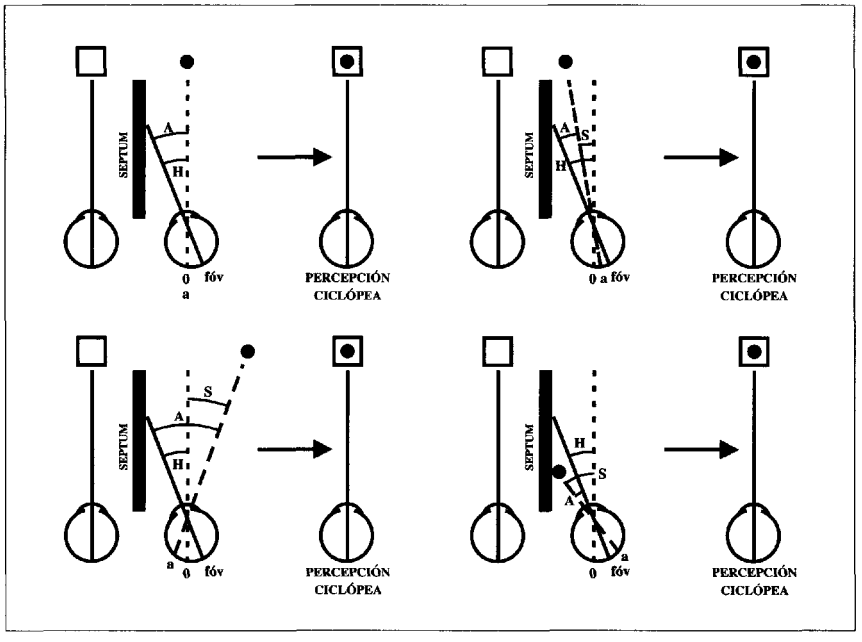


Fig. 8.22 Tipos de correspondencia anómala. Arriba, izquierda: armónica, arriba, derecha: no armónica (típica). Abajo, izquierda: no armónica paradójica tipo I; abajo, derecha: no armónica paradójica tipo II.

Como hemos avanzado antes, los casos paradójicos, no esperados, de correspondencia no armónica son casos post-quirúrgicos que ponen de manifiesto cierta «rebeldía» de la correspondencia anómala. La cirugía, siempre como último recurso, intenta realinear los ojos de tal forma que el eje visual del ojo desviado quede paralelo al del ojo normal (ambos en posición primaria de mirada). El paciente habitual en estos casos es aquel que presenta correspondencia armónica en una gran desviación estrábica con molestias visuales colaterales. En el caso de una gran esotropía derecha, tras una infracorrección quirúrgica (con un pequeño resto de esotropía), si el paciente retiene sensorialmente tras la operación el punto anómalo «*a*», quedará hacia un punto nasal respecto del punto «0» creando así el caso «paradójico» tipo 1 (fig. 8.22, abajo, izquierda). En este caso, $S < 0$, porque el objeto se proyecta hacia el lado temporal del campo visual del ojo desviado, lo cual implica que $A > H$. En el caso de una gran exotropía derecha, tras una sobrecorrección quirúrgica (con un pequeño exceso de esotropía), si el paciente retiene sensorialmente tras la operación el punto anómalo «*a*», quedará hacia un punto temporal respecto del punto «0» creando así el caso «paradójico» tipo 2 (fig. 8.22, abajo, derecha). En este caso, S seguira siendo positivo (> 0), pero mucho más grande en el ángulo H, por lo que $A < 0$. Por tanto, en ambos casos, como se suele decir popularmente, «el remedio es peor que la enfermedad» puesto que la sensación consciente de ojo desviado, por existir correspondencia no armónica ($S \neq 0$) tras la operación, será más evidente que antes de la operación, cuando existía correspondencia armónica ($S = 0$).

Lo comentado arriba es una demostración clara de que el subsistema oculomotor está supeditado al subsistema sensorial en la percepción binocular. La correspondencia retiniana anómala es una anomalía sensorial adaptativa del estrabismo (ojo desviado). Si creemos que alineando correctamente los ojos, que es el síntoma más evidente (estético) del estrabismo, vamos a resolver el problema visual, estamos claramente equivocados como demuestran los casos encontrados de correspondencia no armónica paradójica (tipos 1 y 2). Esto refleja la gran complejidad de la correspondencia anómala dentro de la Optometría Binocular en relación a sus mecanismos de aparición y desarrollo, métodos de detección, diagnóstico y tratamiento (Reading 1983: 313; Schor, 1991; Steinman, Steinman, Garzia, 2000: 39, 67; Tunnacliffe, 1997: 560; Von Noorden, Campos, 2002: 222), aspectos que quedan fuera de los objetivos de esta monografía. Aun así, los objetivos de la terapia visual en el estrabismo son bastante directos. Como muchas de las estrategias de diagnóstico del estrabismo van dirigidas hacia la evaluación del grado de supresión y/o de correspondencia anómala, las técnicas de terapia visual aplicadas al caso tratan también de diferenciarlas y neutralizarlas (Caloroso, Rouse, Cotter, 1999; Griffin y Gisham, 2002; Rutstein y Daum, 1998; Scheiman y Wick, 2002). Uno de los primeros pasos en terapia visual consiste en realinear los ojos eliminando la correspondencia anómala y reestableciendo la correspondencia normal. Aunque las técnicas empleadas (estimulación bifoveal) para ello van más allá de esta monografía, una de las consecuencias exitosas de esta terapia, de que funciona bien, es la aparición de la *diplopía monocular*. A lo largo del transcurso de la terapia, algunos pacientes exhiben simultáneamente tanto la correspondencia anómala como la normal. El resultado es una *triplopía binocular* transitoria, o en condiciones monoculares, una diplopía monocular.

PROBLEMAS

Problemas resueltos

1. Dado un punto de fijación T sobre la línea media, de coordenadas (0, 1.2) m, calcula para *dip* = 6.4 cm y teniendo en cuenta el esquema adjunto (no escalado):

   a) Las excentricidades retinianas Φ_I, Φ_D de un par de puntos correspondientes asociados a un punto-objeto P, perteneciente a la circunferencia de Vieth-Müller, situado en el lado izquierdo y que verifica que $y_P = 1.5r$, siendo r el radio de la circunferencia de Vieth-Müller.

   b) La disparidad binocular η a partir de las disparidades retinianas Φ_I, Φ_D de un punto-objeto Q, de coordenadas $x_Q = 25$ cm, $y_Q = 1.5$ m.

---

a) El esquema inicial (fig. 8.23) muestra la forma de la circunferencia de Vieth-Müller (CVM) y su centro geométrico (x_0, y_0). Teniendo en cuenta la distancia de fijación $d = 1.2$ m = 120 cm y aplicando la ec. 8.1 se obtiene que:

$$\begin{aligned} x_0 &= 0 \\ y_0 &= \frac{d^2 - \left(\frac{dip}{2}\right)^2}{2d} = \frac{(120)^2 - \left(\frac{6.4}{2}\right)^2}{2 \cdot 120} = 59.9573 \text{ cm} \\ r &= \sqrt{(y_0)^2 + \left(\frac{dip}{2}\right)^2} = \sqrt{(59.9573)^2 + \left(\frac{6.4}{2}\right)^2} = 60.0427 \text{ cm} \end{aligned} \tag{8.7}$$

Respecto el punto P ∈ CVM conocemos su coordenada de profundidad y_P = 90.0640 cm, pero desconocemos su coordenada lateral (de abscisas) x_P. Sin embargo, imponiendo que el punto P verifica la ecuación de la circunferencia de Vieth-Müller podremos obtener la coordenada x_P que nos falta:

$$\begin{aligned} &(x_P - x_0)^2 + (y_P - y_0)^2 = r^2 \\ &\Rightarrow \quad x_P = -\sqrt{r^2 - (y_P - y_0)^2} = -\sqrt{r^2 - (1.5 \cdot r - y_0)^2} = -51.9491 \text{ cm} \end{aligned} \tag{8.8}$$

Apoyándonos en los esquemas de las figs. 8.5 y 8.6 y adaptándolos al esquema adjunto de este problema, y teniendo en cuenta las definiciones del capítulo 5 sobre las rotaciones monoculares izquierda θ_I y derecha θ_D y el ángulo de convergencia C, se cumple que:

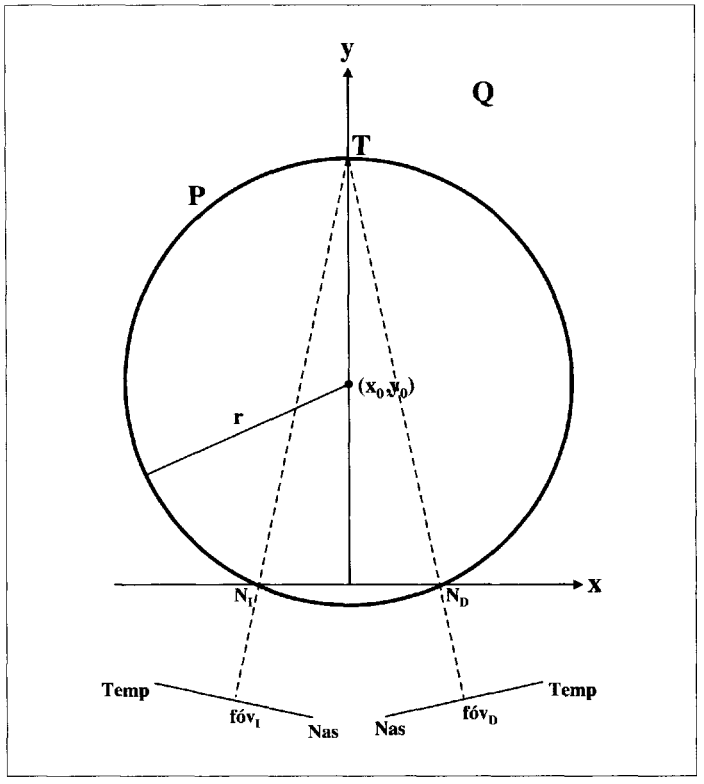


Fig. 8.23 Esquema sobre la circunferencia de Vieth-Müller para el problema n° 1.

datos sobre el punto de fijación T:

$$\theta_I(T)=\theta_D(T)=\operatorname{arctg}\left(\frac{dip}{2d}\right)=\operatorname{arctg}\left(\frac{6.4}{2\cdot 120}\right)=1.5275\ \text{deg}$$
$$\Rightarrow\quad C_T=\theta_I(T)+\theta_D(T)=3.0550\ \text{deg} \tag{8.9}$$

datos sobre el punto de fijación P:

$$\theta_I(P)=\operatorname{arctg}\left(\frac{x_P+\frac{dip}{2}}{y_P}\right)=\operatorname{arctg}\left(\frac{-51.9491+\frac{6.4}{2}}{90.0640}\right)=-28.4254\ \text{deg}$$
$$\theta_D(P)=\operatorname{arctg}\left(\frac{x_P-\frac{dip}{2}}{y_P}\right)=\operatorname{arctg}\left(\frac{-51.9491-\frac{6.4}{2}}{90.0640}\right)=-31.4805\ \text{deg} \tag{8.10}$$
$$\Rightarrow\quad C_P=\theta_D(P)-\theta_I(P)=3.0550\ \text{deg}$$

Como se puede comprobar a partir de la primera definición de disparidad binocular (ec. 8.2), η es nula porque $C_P = C_T$, lo cual prueba que el CVM se puede definir también como la circunferencia de disparidad binocular nula. Esto significa, como veremos en el capítulo siguiente, que el punto P se percibirá aparentemente no doble y a la misma profundidad que el punto de fijación T, cuando según el sistema geométrico de coordenadas centrado en el ojo cíclope P está más cerca que T.

Para obtener las excentricidades retinianas $\Phi_I(P)$ y $\Phi_D(P)$ solamente nos resta aplicar las ecuaciones 8.4 siguiendo los esquemas adjuntos y obviando los signos de las rotaciones monoculares:

$$\begin{aligned} \Phi_I(P) &= \theta_I(P) + \theta_I(T) = 29.9530 \text{ deg (Nasal)} \\ \Phi_D(P) &= \theta_D(P) - \theta_D(T) = 29.9530 \text{ deg (Temporal)} \end{aligned} \tag{8.11}$$

De nuevo, con la segunda definición de disparidad binocular (ec. 8.3), se prueba que $\eta = 0$ para el punto P, porque $\Phi_I(P) = \Phi_D(P)$ al ser P un punto perteneciente a CVM.

b) En este segundo caso para este problema, el punto Q no pertenece claramente a CVM, por lo que podemos avanzar que $\eta \neq 0$. Aunque el punto Q se encuentre en el lado derecho del campo visual binocular, podemos aplicar el mismo formalismo que antes para obtener las rotaciones monoculares izquierda θ_I y derecha θ_D y el ángulo de convergencia C asociados al punto Q:

datos sobre el punto de fijación Q:

$$\begin{aligned} \theta_I(Q) &= \text{arctg}\left(\frac{x_Q + \frac{dip}{2}}{y_Q}\right) = \text{arctg}\left(\frac{25 + \frac{6.4}{2}}{150}\right) = 10.6473 \text{ deg} \\ \theta_D(Q) &= \text{arctg}\left(\frac{x_Q - \frac{dip}{2}}{y_Q}\right) = \text{arctg}\left(\frac{25 - \frac{6.4}{2}}{150}\right) = 8.2691 \text{ deg} \end{aligned} \tag{8.12}$$

$$\Rightarrow \quad C_Q = |\theta_I(Q) - \theta_D(Q)| = 2.3782 \text{ deg}$$

Con un procedimiento similar al aplicado sobre el punto P, podemos calcular las excentricidades retinianas asociadas al punto Q como:

$$\begin{aligned} \Phi_I(Q) &= \theta_I(Q) - \theta_I(T) = 9.1198 \text{ deg (Temporal)} \\ \Phi_D(Q) &= \theta_D(Q) + \theta_D(T) = 9.7966 \text{ deg (Nasal)} \end{aligned} \tag{8.13}$$

Por lo tanto, la disparidad binocular n del punto Q es:

$$\eta = \Phi_D(P) - \Phi_I(P) = -0.6768 \text{ deg} = -2436.5334''$$
$$\eta = C_P - C_T = -0.6768 \text{ deg} = -2436.5334'' \quad (8.14)$$

El signo negativo obtenido en este último resultado sí es importante para el procesado visual puesto que nos indicará que el punto Q se encuentra más alejado que el punto de fijación T.

2. Con el esquema adjunto del problema anterior y teniendo en cuenta que la distancia entre el punto nodal y la retina vale aproximadamente NRet = 16.7 mm, calcula la separación en mm respecto de la fóvea de las imágenes puntuales en ambos ojos asociadas a los puntos-objetos P y Q.

En visión artificial, se intenta intercambiar los ojos por cámaras con el fin de conseguir una simulación lo más fidedigna del entorno tal como lo hacemos nosotros. En estos casos, es común denominar el plano de fijación que definimos en su momento y usamos habitualmente como *plano epipolar* (González, 2000: 335; Howard y Rogers, 1995: 241). Es, por tanto, el plano que contiene los puntos nodales de los dos ojos y el punto de fijación. La intersección del plano de fijación (epipolar) con cada retina, consideradas éstas esféricas, o, lo que es lo mismo, planas pero no coplanares (es decir, que los ojos no están en posición primaria, sino que convergen en el punto de fijación), forma una línea (las que se dibujan en las figuras 8.5, 8.6 y 8.23) que se denomina técnicamente *línea epipolar*. En estos casos, cualquier punto perteneciente al plano de fijación, como, por ejemplo, los puntos P y Q, tendrán sus pares de puntos retinianos proyectados, correspondientes o no, sobre las líneas epipolares dibujadas en el esquema adjunto del problema anterior. Esto también significa que, en cualquier punto del plano de fijación, no existirá ningún valor de disparidad binocular vertical, tan solo de tipo horizontal. El objetivo de este problema es, por tanto, calcular la separación lateral a lo largo de las líneas epipolares de las imágenes puntuales P'_I, P'_D y Q'_I, Q'_D con respecto a la fóvea, que es la que haría de centro geométrico en cada retina. Si esta separación horizontal la denominamos x', puesto que no existirá excentricidad vertical, tenemos que por trigonometría simple:

$$\Phi = \text{arctg}\left(\frac{x'}{\text{NRet}}\right) \quad (8.15)$$

Despejando, por tanto, la variable x' de la expresión de arriba y utilizando los resultados del problema anterior obtenemos que:

datos sobre las imágenes retinianas del punto P:

$$\begin{aligned} x_I'(P) &= \text{NRet} \cdot \text{tg}\,\Phi_I(P) = 16.7 \cdot \text{tg}\,(29.9530) = 9.6235 \text{ mm (Nasal)} \\ x_D'(P) &= \text{NRet} \cdot \text{tg}\,\Phi_D(P) = 16.7 \cdot \text{tg}\,(29.9530) = 9.6235 \text{ mm (Temporal)} \end{aligned} \tag{8.16}$$

datos sobre las imágenes retinianas del punto Q:

$$\begin{aligned} x_I'(Q) &= \text{NRet} \cdot \text{tg}\,\Phi_I(Q) = 16.7 \cdot \text{tg}\,(9.1198) = 2.6808 \text{ mm (Temporal)} \\ x_D'(Q) &= \text{NRet} \cdot \text{tg}\,\Phi_D(Q) = 16.7 \cdot \text{tg}\,(9.7966) = 2.8836 \text{ mm (Nasal)} \end{aligned} \tag{8.17}$$

Como se puede comprobar en el caso del punto Q, no perteneciente a CVM, la diferencia $\Delta x'$ es solamente de -0.2027 mm, aparentemente una insignificancia para los órdenes de longitud que manejamos en la vida cotidiana, pero suficiente para nuestro sistema visual para que la sensación de profundidad sea grande o lo más parecida posible a la diferencia real de posición entre los puntos T y Q.

Con toda esta simulación numérica, y siempre manteniéndonos en el plano de fijación, podemos extraer las expresiones para las líneas visuales de cualquier punto retiniano, ya esté en el lado nasal o temporal de cualquier retina. Esto representaría en visión artificial las transformaciones de perspectiva. Expresando los valores angulares en radianes, para aproximar $\text{tg}\,\alpha \cong \alpha$ con ángulos pequeños, se obtiene que:

$$\begin{aligned} \text{LV}_I \equiv y &= \frac{x + \frac{dip}{2}}{\Phi \pm \frac{dip}{2d}}, \\ \text{LV}_D \equiv y &= \frac{x - \frac{dip}{2}}{\Phi \pm \frac{dip}{2d}}, \quad \text{con} \quad \begin{pmatrix} + \\ - \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \textit{Temporal} \\ \textit{Nasal} \end{pmatrix} \end{aligned} \tag{8.18}$$

9. *El horóptero*

9.1 El horóptero teórico

El horóptero, del griego «horos» (horizonte o contorno) más «opter» (observador), tal como ya se vio en el tema anterior, se define como el lugar geométrico de los puntos del espacio cuyas imágenes caen en puntos retinianos correspondientes. Este término fue acuñado en primer lugar y de forma errónea por el jesuita F. Aguilonius en 1613 para designar el plano fronto-paralelo objetivo (Howard, Rogers, 1995: 15; Wade, 1999: 238), perpendicular al plano medio; pero éste no corresponde con el significado actual del concepto, como veremos a lo largo de este tema. Según la definición correcta y dada la estructura bidimensional de la retina, el horóptero es una superficie tridimensional (3D), conocida también como *horóptero espacial*. Es decir, conocidos los pares de puntos correspondientes retinianos, al proyectar sus líneas visuales correspondientes, la intersección de las mismas genera una curva tridimensional que denotamos como horóptero espacial. Otra definición alternativa más simple, ya dada en el tema anterior, lo definiría como el lugar de los puntos del espacio objeto que tienen asignada una disparidad binocular nula ($\eta = 0$), vertical y horizontal, con respecto al punto de fijación.

Estudiar esta curva en toda su extensión es muy complejo, por lo que generalmente, el estudio del horóptero se centra en el análisis de sus componentes horizontal y vertical (fig. 9.1). Así, definiremos el *horóptero longitudinal* (u horizontal) como la intersección del plano de fijación y el horóptero espacial y, por otra parte, definiremos el *horóptero vertical* como la intersección del plano medio con el horóptero espacial. Este análisis podría complicarse aún más si el punto de fijación no recayera sobre la línea media, es decir, si considerásemos convergencia asimétrica o fijación oblicua (Howard, Rogers, 1995: 51; Tyler, 1991), puesto que la forma tridimensional del horóptero espacial asociado a una convergencia asimétrica es muy diferente (fig. 9.2) del asociado a la convergencia simétrica, que es el habitualmente medido y estudiado.

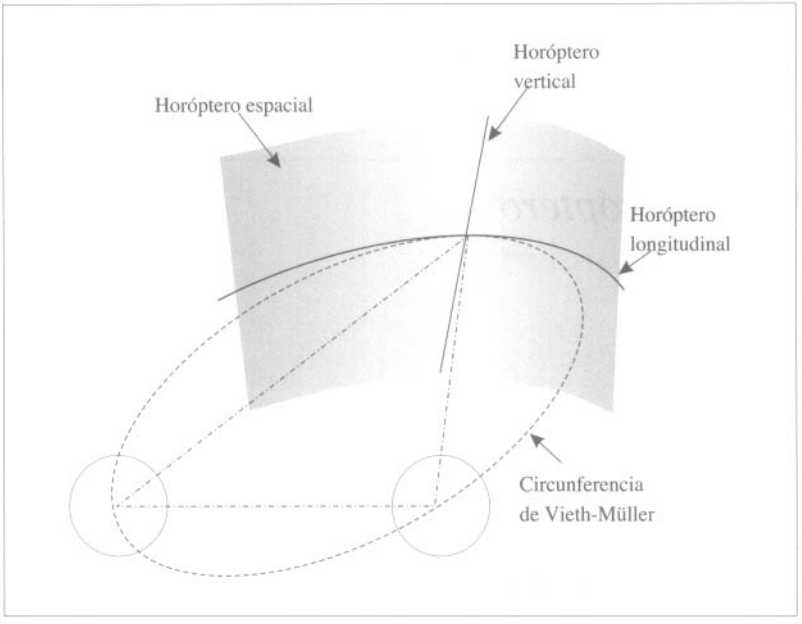


Fig. 9.1 Segregación del horóptero espacial en sus componentes horizontal y vertical: horóptero longitudinal y horóptero vertical.

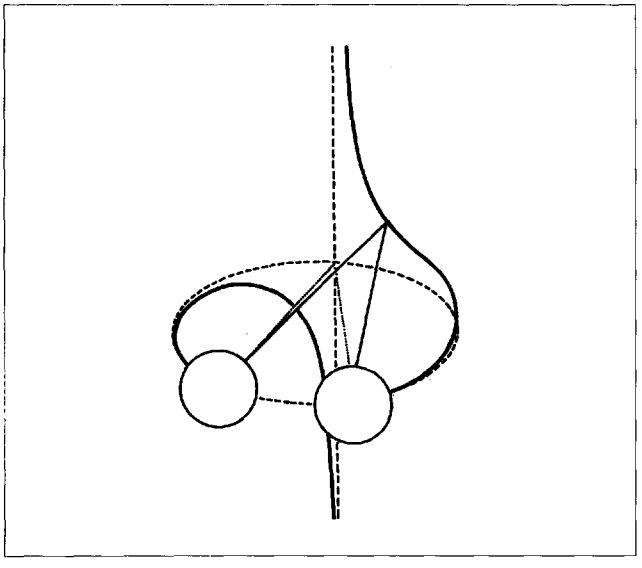


Fig. 9.2 Simulación del horóptero espacial asociado a una fijación oblicua o convergencia asimétrica. Se incluyen también con trazo discontinuo los horópteros teórico vertical y horizontal asociados a una convergencia simétrica. (Howard, Rogers, 1995.)

En general, el estudio de estos dos cortes o perfiles bidimensionales del horóptero es suficiente para poder analizar la información sobre las características sensoriales binoculares que da el horóptero espacial. Ahora bien, si pensamos en la distribución de puntos correspondientes como una distribución perfectamente simétrica (o congruente), el horóptero longitudinal debería coincidir con la circunferencia de Vieth-Müller (CVM). Por esta razón, esta curva es también conocida como horóptero teórico longitudinal. En la práctica, la correspondencia retiniana no es perfecta por lo que siempre existen diferencias entre el horóptero teórico longitudinal y el medido experimentalmente (por esta razón es también conocido como horóptero empírico longitudinal). Estas diferencias se conocen como *desviación de Hering-Hillebrand.* De forma análoga, el horóptero teórico vertical sería una línea recta vertical que pasa por el punto de fijación pero que al ser medido se comprueba que es una línea inclinada unos 2° respecto de la vertical. Esta desviación se conoce como *inclinación de Helmholtz.* Estas diferencias (fig. 9.3), como veremos, tienen que ver con la excentricidad retiniana, lo que implica a posteriori una variación del horóptero longitudinal con la distancia de fijación. No obstante, y aquí reside el uso potencial del horóptero como herramienta de diagnóstico en vision binocular, cualquier problema binocular como aniseiconías, heteroforias o anomalías en la correspondencia retiniana (estrabismos) dará lugar a alteraciones del horóptero empírico longitudinal considerado normal.

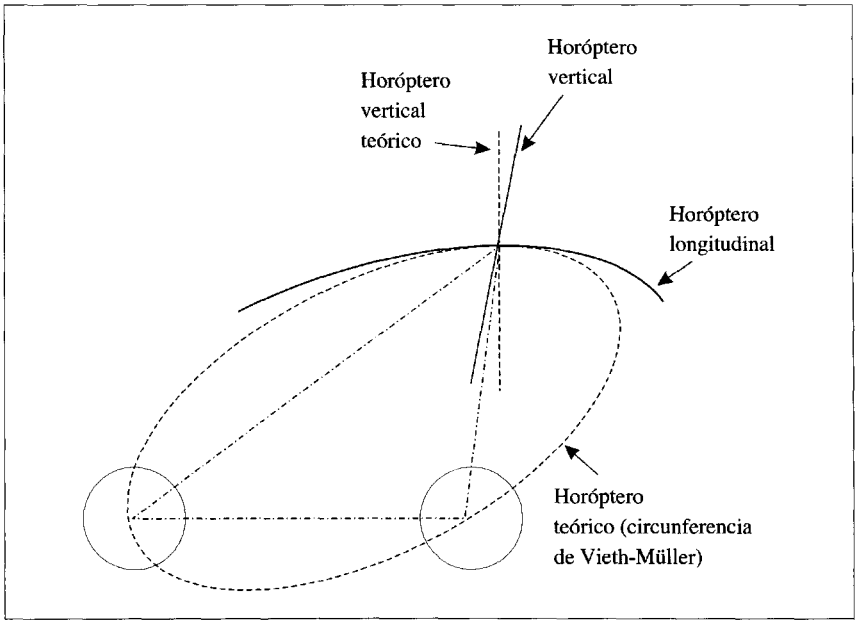


Fig. 9.3 Diferencias básicas entre los horópteros teóricos y empíricos.

9.2 Determinación del horóptero longitudinal

La determinación del horóptero empírico longitudinal es uno de los métodos más potentes para estudiar la visión binocular. Sin embargo, su utilización en la práctica optométrica y oftalmológica ha sido muy restringido, fundamentalmente debido al desconocimiento de sus posibilidades y a la dificultad de su medida y análisis. Tan solo en los últimos años se ha observado un resurgimiento de los trabajos que ven en el horóptero uno de los medios más sensibles y precisos para el estudio de la visión binocular. Existen varios métodos para determinar el horóptero, basados todos ellos en la utilización del «horopter apparatus» (fig. 9.4). Este dispositivo consiste en varias guías equiespaciadas angularmente sobre las que se desplazan unas varillas verticales respecto de la varilla central (inmóvil, convergencia simétrica), es decir, que está basado solamente en la determinación de las disparidades horizontales, que son justamente las que están implicadas en la percepción de profundidad.

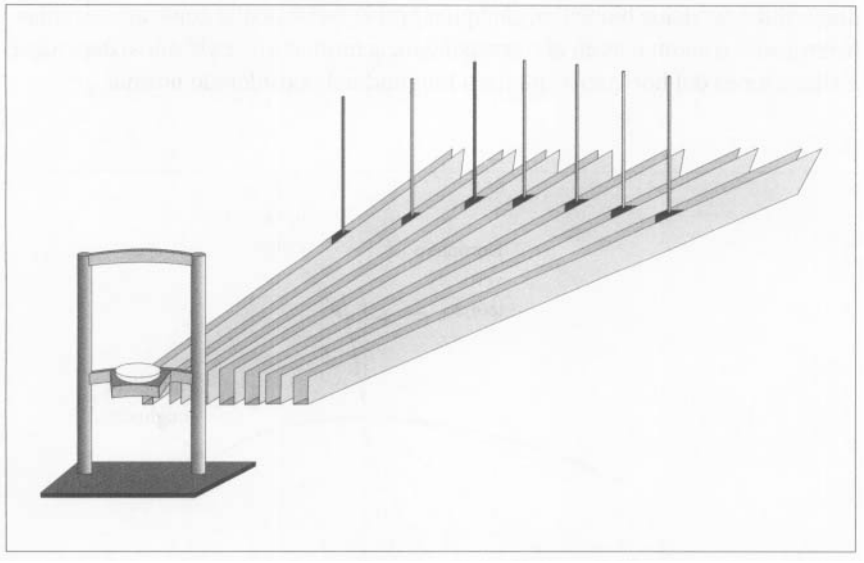


Fig. 9.4 Esquema del «horopter apparatus».

Aplicando diferentes criterios es posible determinar el horóptero longitudinal. Generalmente, se han usado cinco métodos para la determinación del horóptero, basados en diferentes supuestos o criterios debidos a Tschermack y Ogle (Howard, Rogers, 1995: 53; Reading, 1983: 221; Steinman, Steinman, Garzia, 2000: 83):

1. Detección de los umbrales de diplopía (horóptero fusional o de haplopía). Se basa en el supuesto de que el horóptero recae a medio camino

entre los puntos de diplopía cruzada y homónima, es decir, en el centro de la región de visión haplópica (espacio de Panum, como veremos en el capítulo siguiente).

Es un método poco usado a pesar de su gran relevancia para la práctica oftalmológica y optométrica. Su error experimental es de 7 minutos de arco aproximadamente. A la curva experimental obtenida con este método, más bien «forma» ya que tiene un cierto grosor, se le denota como *horóptero fusional* (Steinman, Steinman, Garzia 2000: 89). Como se verá en detalle en el capítulo siguiente, el espacio de Panum se estrecha en el punto de fijación y se expande en la periferia. Esto es consistente con campos receptivos grandes y agudeza visual más baja en la periferia. Ello, como ya sabemos, reduce también la probabilidad de percibir diplopía en la periferia mientras fijamos objetos planos, como la página de un libro. Por tanto, los objetos que no caigan en el horóptero, más bien que queden fuera del espacio de Panum, generarán disparidades binoculares grandes y no podrán fusionarse, por lo que se verán dobles.

Siguiendo el esquema de la fig. 9.5, denotamos como T al punto de fijación a una distancia d del plano frontal de los ojos, y R y S a los puntos de diplopía cruzada y no cruzada, respectivamente, de la varilla vertical en el carril de dirección ciclópea θ. Aunque el sistema de coordenadas en el plano de fijación se marca con respecto a la posición del ojo cíclope, es práctico insertar en cada carril una regla milimetrada en el sentido que el valor de medida correspondiente a cada posición de diplopía de la varilla es el marcado en el carril, que denotaremos como $d(\mathrm{R})$ y $d(\mathrm{S})$, respectivamente. Con este planteamiento, la posición sobre el carril del punto P, $d(\mathrm{P})$, perteneciente al horóptero fusional, se obtiene a partir de:

$$\frac{1}{d(\mathrm{P})} = \frac{1}{2}\left(\frac{1}{d(\mathrm{R})} + \frac{1}{d(\mathrm{S})}\right) \tag{9.1}$$

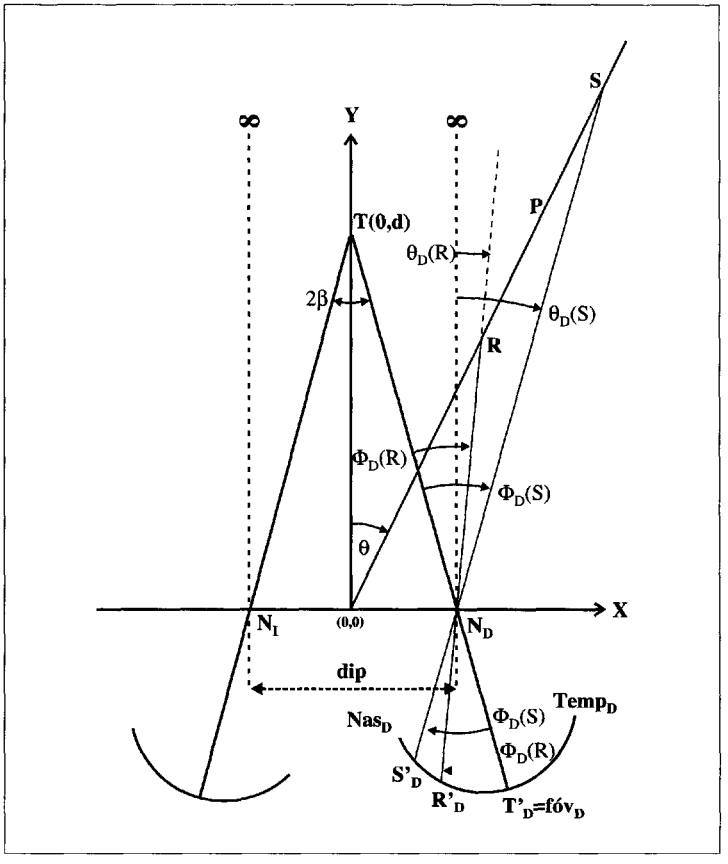


Fig. 9.5 Esquema para la obtención del horóptero fusional.

Para demostrar tal expresión solamente debe tenerse en cuenta que si el punto P debe situarse a medio camino de R y S, debemos imponer que tal condición debe verificarse también en el espacio imagen, concretamente que la excentricidad retiniana del punto P es la media aritmética de las excentricidades retinianas de los puntos R y S:

$$\Phi_D(P) = \frac{\Phi_D(R) + \Phi_D(S)}{2} \tag{9.2}$$

Recordando de los problemas del capítulo anterior que la excentricidad retiniana Φ puede expresarse en función de la rotación monocular θ y la convergencia mitad β (= $\theta(T)$) al punto de fijación, y que estas variables angulares pueden, a su vez, expresarse en cordenadas cartesinas (x, y), la ecuación anterior puede reescribirse en primera aproximación ahora como:

$$\begin{matrix} x(\mathrm{P}) - \frac{dip}{2} \\ y(\mathrm{P}) \end{matrix} = \frac{1}{2}\left[\begin{matrix} x(\mathrm{R}) - \frac{dip}{2} \\ y(\mathrm{R}) \end{matrix} + \begin{matrix} x(\mathrm{S}) - \frac{dip}{2} \\ y(\mathrm{S}) \end{matrix} \right] \qquad (9.3)$$

Expresando las variables x e y en función de la diagonal d y el ángulo θ, de dirección ciclópea, del carril, es decir, $x = d \cdot \text{sen}\,\theta$, $y = d \cdot \cos\theta$, y teniendo en cuenta que los puntos R, P y S pertenecen al mismo carril, se llega fácilmente al resultado final deseado (ec. 9.1).

2. *Horóptero vernier* o *nonius*. En este método se disponen unas máscaras parcialmente perforadas o polarizadores de forma que cada ojo vea sólo la mitad inferior o superior de las varillas verticales del aparato, siendo la tarea la alineación de las dos mitades aparentes de la misma varilla desplazándola hacia delante o hacia atrás a lo largo de su carril. De esta forma, al percibir aparentemente alineadas las dos mitades estaremos marcando la misma dirección visual en cada ojo (fig. 9.6). Por tanto, es habitual denotar este horóptero como el de la dirección visual idéntica o común, lo que implica que, siguiendo estrictamente la definición de éste, es el criterio más correcto para la determinación del mismo. Es un método bastante usado, gracias sobre todo a su comodidad y sencillez, sobre todo con polarizadores, y proporciona una resolución inferior a 0.7 minutos de arco.

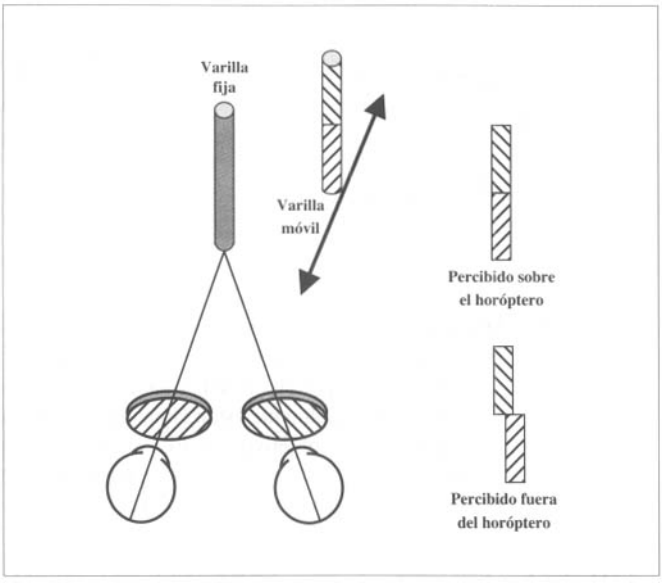


Fig. 9.6 Esquema de la visualización de una varilla vertical perteneciente a un carril (dirección ciclópea) con el método vernier o nonius utilizando polarizadores cruzados en cada ojo y en cada mitad de las varillas móviles.

3. Plano fronto-paralelo aparente (PFPA). En este método se supone que si se posicionan las varillas de forma que se alineen en un plano frontal aparente (en el espacio visual), el resultado real es el horóptero. Es decir, que en el espacio físico las varillas se encuentren formando una curva, cóncava o convexa, depende de la distancia de fijación, pero se perciben aparentemente alineadas (fig. 9.7, abajo). Es un método muy usado por su sencillez y precisión (sobre los 2').

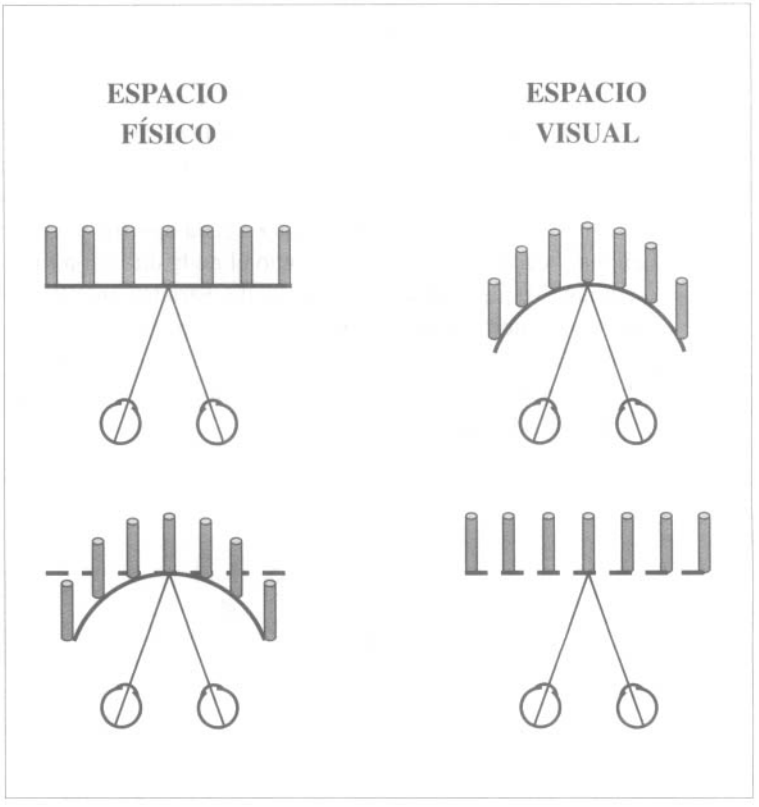


Fig. 9.7 Diferencias entre el espacio visual y el espacio físico con el método PFPA del horóptero. Arriba: percepción curvada hacia dentro de las varillas, según el patrón de disparidades binoculares asociadas a las varillas, cuando realmente están alineadas o se encuentran en el plano fronto-paralelo objetivo. Abajo: percepción a igual profundidad cuando realmente están curvadas hacia dentro, es decir, a distancias diferentes del plano frontal del observador.

4. Umbrales de estereopsis. El supuesto teórico es que el horóptero recae entre los límites de estereopsis (Steinman, Steinman, Garzia, 2000: 91). Es un método muy complejo por lo que no se usa nunca, aunque proporciona una gran precisión (25").

5. Ausencia de movimientos fusionales. Se basa en el supuesto de que cualquier punto sobre el horóptero no produce estímulos fusionales (horóptero de vergencia nula). Al seguir los movimientos oculares, resulta sencillo comprobar cuando un punto recae en el horóptero. Es sin duda el método más preciso, pero necesita de un montaje experimental complejo y muy costoso (Steinman, Steinman, Garzia, 2000: 92), por lo que casi nunca se usa.

9.3 Análisis del horóptero longitudinal

Sobre el mismo montaje experimental (fig. 9.4), pero con instrucciones diferentes, los tres primeros métodos anteriores son los más usados en la práctica, sobre todo el del plano fronto-paralelo aparente (PFPA) para observadores poco entrenados. Por tanto, todos ellos parten del mismo montaje o aparato para la lectura de las medidas correspondientes. En concreto, como ya se avanzó, en el método del horóptero fusional, todos los carriles del aparato suelen llevar pegadas una regla milimetrada para anotar la posición de la varilla móvil. Por tanto, es adecuado denotar esta lectura con la variable d_θ [cm], con su correspondiente valor medio y error estadístico. Por otra parte, en la práctica surge otro gran inconveniente relacionado con la construcción del aparato. Como los carriles serán de cierto espesor, es imposible construir el aparato partiendo de la intersección inicial o punto de arranque de los mismos, por lo que el montaje parece que está parcialmente seccionado, quedando en el aire (sin montar) la parte inicial o más cercana al observador. Si d es la distancia de fijación a la varilla central (inmóvil), este valor se compondrá de dos partes: el valor medido en el carril central d_0 ($\theta = 0$) y el resto k en aire (fig. 9.8). Ya que el sistema de coordenadas (x, y) se fija respecto de la posición del ojo cíclope, una de las representaciones gráficas más comunes es utilizar la desviación $(y - d)$ respecto del plano fronto-paralelo objetivo (PFPO) en función de la dirección ciclópea θ de cada carril del aparato. Ahora bien, como las medidas tomadas en el aparato son d_0 y d_θ, es necesario transformarlas adecuadamente para calcular la desviación $(y - d)$. Teniendo en cuenta el valor k y la dirección θ del carril, siempre conocidos, se obtiene que:

$$\left.\begin{array}{c} d = d_0 + k \\ y = k + d_\theta \cos\theta \end{array}\right\} \Rightarrow y - d = d_\theta \cos\theta - d_0 \qquad (9.4)$$

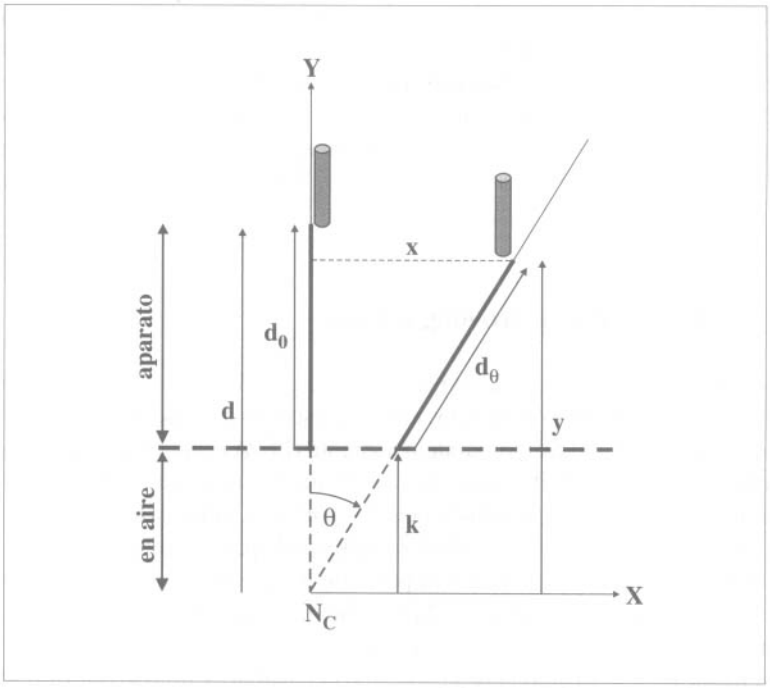


Fig. 9.8 Esquema de apoyo para el cálculo de la desviación ($y - d$) de la varilla móvil del carril θ respecto del plano fronto-paralelo objetivo (PFPO) considerando que los carriles no se prolongan físicamente hasta su intersección, que es donde corresponde colocar los ojos.

Una vez tabulados todos los valores correspondientes a cada carril, se procede a representar el horóptero empírico, pero incluyendo también como referencia la circunferencia de Vieth-Müller (CVM) como horóptero teórico. Para este caso en concreto, no se toman medidas, sino que debe calcularse directamente la desviación teórica ($y_{CVM} - d$) para cada dirección ciclópea θ. Para ello, solamente se requiere de partida conocer las ecuaciones asociadas a la circunferencia de Vieth-Müller, ya introducidas en el capítulo anterior. Teniendo en cuenta el cambio general de variable $x = y \cdot \text{tg}\,\theta$, común para cualquier tipo de horóptero, se introduce ésta en la ecuación de la circunferencia con la intención de despejar el valor y_{CVM}:

$$CVM \equiv (x - x_0)^2 + (y - y_0)^2 = r^2 ,$$

$$\text{con } x_0 = 0 , \quad y_0 = \frac{d^2 - \left(\frac{dip}{2}\right)^2}{2d} , \quad r = \sqrt{(y_0)^2 + \left(\frac{dip}{2}\right)^2} \qquad (9.5)$$

$$\text{si } x = y \cdot \text{tg}\,\theta \;\Rightarrow\; CVM \equiv (1 + \text{tg}^2\,\theta) y^2 - 2 y_0 y - \left(\frac{dip}{2}\right)^2 = 0$$

Por tanto, resolviendo la ecuación de 2° grado en $y_{CVM} \equiv y$, seleccionando la solución positiva, se llega a:

$$y_{CVM} = \frac{y_0 + \sqrt{r^2 + \left(\frac{dip}{2}\right)^2 \cdot \mathrm{tg}^2\,\theta}}{1 + \mathrm{tg}^2\,\theta} \tag{9.6}$$

Tabulando, por tanto, el valor y_{CVM} en función de la dirección ciclópea θ, y restándole posteriormente la distancia de fijación d de la varilla central, se obtiene la representación gráfica típica del CVM (fig. 9.9) para esa configuración experimental.

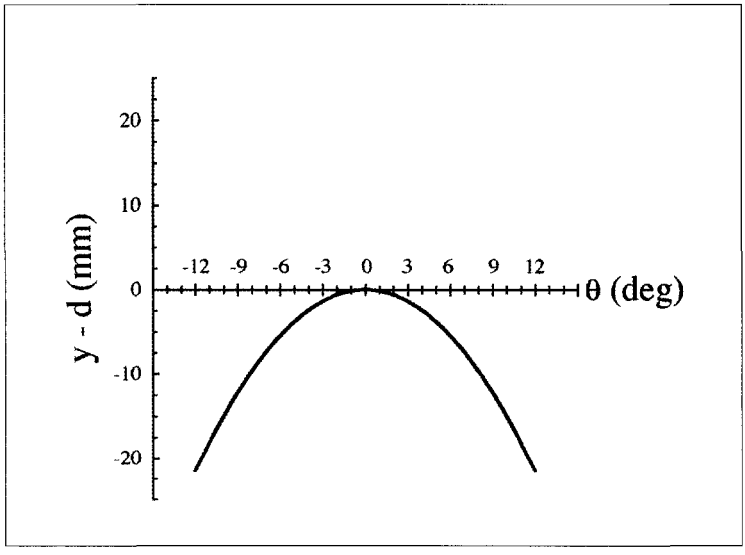


Fig. 9.9 Representación de la circunferencia de Vieth-Müller (CVM) para la distancia de fijación d = 50 cm en un sistema de coordenadas ($y - d$) [mm] vs. θ [deg]. (Se ha considerado dip = 6.2 cm).

Otra representación gráfica alternativa a la anterior es aquella que toma como variable dependiente la disparidad binocular η [segundos o minutos de arco], de forma que la circunferencia de Vieth-Müller (CVM) quedaría representada, a diferencia de la gráfica anterior, como una recta horizontal sobre el eje θ. Ya que cada varilla móvil, en su carril, se posicionaría siempre sobre el plano de fijación –pero en supuesta convergencia asimétrica 2D, y que se mide siempre el valor d_θ marcado en la regla milimetrada adosada al carril– la convergencia correspondiente a una varilla móvil P se expresaría como:

$$C_P = \theta_I - \theta_D \quad , \quad \text{con}$$

$$\theta_I = \text{arctg}\left[\frac{(d_\theta + k)\,\text{sen}\,\theta + \frac{dip}{2}}{(d_\theta + k)\cos\theta}\right] \qquad (9.7)$$

$$\theta_D = \text{arctg}\left[\frac{(d_\theta + k)\,\text{sen}\,\theta - \frac{dip}{2}}{(d_\theta + k)\cos\theta}\right]$$

Recordando entonces que la convergencia de la varilla de fijación T es C_T = 2·arctg (*dip*/2*d*), tendríamos pues que la disparidad binocular η asociada a la varilla móvil P en el carril θ quedaría finalmente determinada como $C_P - C_T$.

Si compararamos ambas representaciones gráficas, existe un pequeño matiz de interpretación de los datos representados que puede confundir a simple vista, puesto que tiene que ver con la fig. 9.7 y la dualidad espacio físico y espacio visual. En el formato ($y - d$) vs. θ, las varillas móviles situadas por delante, o más cerca de los ojos, de la varilla de fijación se representarán con valores ($y - d$) negativos (es decir, como una curva cóncava $\cap$), y al contrario pasará con las varillas situadas por detrás de la varilla de fijación (más lejos de los ojos), o sea, como una curva convexa ($\cup$). Es decir, que la figura de referencia es el plano fronto-paralelo objetivo (PFPO). En cambio, en el formato η vs. θ la figura de referencia no es el PFPO sino la circunferencia de Vieth-Müller (CVM), y es justamente este sistema de codificación y representación el que usa nuestro soporte neurofisiológico. Esto implica que las varillas móviles situadas «dentro» (más cerca de los ojos que la varilla de fijación) del CVM, se representarán con valores η positivos, o sea, como una curva convexa ($\cup$) cuando las varillas se disponen de forma cóncava ($\cap$), como en el primer tipo de gráfica. En cambio, las varillas móviles situadas «fuera» del CVM –generalmente más lejos de los ojos que la varilla de fijación pero también puede darse el caso de que se situen por delante del PFPO– se representarán con valores η negativos, lo cual implicará siempre una curvatura cóncava ($\cap$), independientemente de la forma que adopten las varillas móviles en el aparato. Por tanto, ya que el segundo formato de gráfica puede generar confusión con respecto a la disposición de las varillas móviles en el aparato, es aconsejable utilizar el formato ($y - d$) vs. θ –siempre más intuitivo y práctico, porque va ligado al espacio físico– para la interpretación de los resultados que el formato η vs. θ, mucho más teórico porque va ligado al espacio visual percibido (fig. 9.7).

Otro tipo de representación gráfica, no tan ilustrativa como las anteriores sino quizás más bella, desde un punto de vista artístico, es aquella en la que se representan, para una superficie plana en cualquier orientación respecto de los ojos, las disparidades horizontal y vertical correspondientes a cada punto de esta superficie. Como si de dos componentes vectoriales se tratara, las disparidades horizontal y vertical se representan en proporción a su valor numérico formando un segmento o vector para cada punto, componiendo así un patrón de segmentos o una representación de gradiente, como técnicamente se llaman este tipo de

gráficas. Así, en el caso típico de dos retinas planas en convergencia simétrica, la diferencia de perspectiva geométrica del plano fronto-paralelo objetivo (PFPO) en ambas retinas proporciona directamente la pista para el cálculo y la interpretación del patrón de disparidades binoculares (fig. 9.10). De esta manera, considerando una simetría ocular perfecta, se puede observar que la línea vertical frontal no presenta disparidad binocular, ni horizontal ni vertical, lo cual implica que, como ya se explicó al inicio del capítulo, es el horóptero teórico vertical. En este caso de superficie plana, para cada valor de convergencia, las disparidades horizontal y vertical son proporcionales a la excentricidad horizontal, pero la disparidad vertical presenta también una dependencia adicional con la excentricidad vertical. Si trasladamos el PFPO a una distancia muy lejana, hasta llegar al infinito, los ojos estarán en posición primaria marcando una convergencia nula, con lo que todas las disparidades de los puntos del PFPO tenderán a cero.

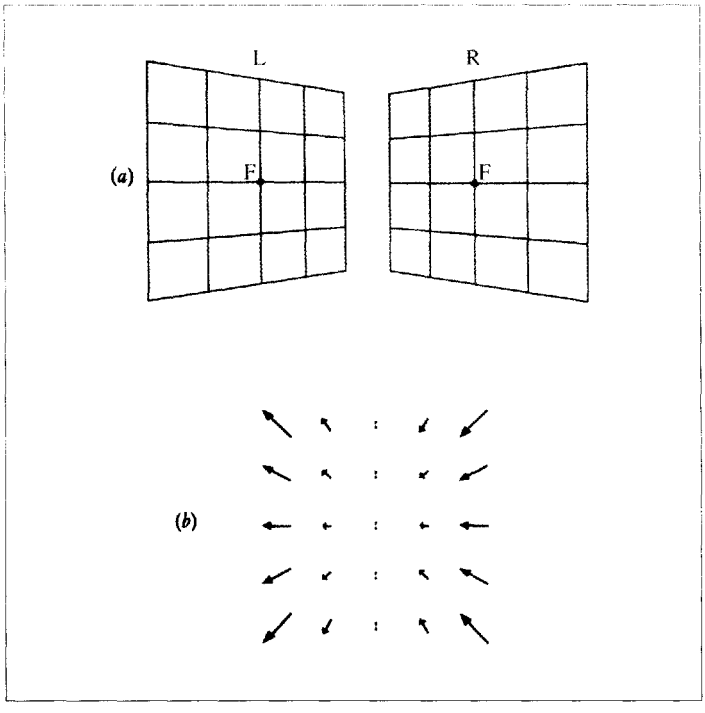


Fig. 9.10 Proyección geométrica del plano fronto-paralelo objetivo (PFPO) en convergencia simétrica. Arriba: cada ojo ve una rejilla frontal con un ángulo diferente, lo cual induce distorsiones de perspectiva distintas en las dos imágenes retinianas. Abajo: las disparidades retinianas (binoculares) resultantes dan lugar a la forma vectorial del horóptero. Nótese las componentes verticales de todas las disparidades excepto las de los meridianos centrales vertical y horizontal. (Tyler, 1991.)

Uno de los principales problemas que puede entrañar el uso del horóptero longitudinal como herramienta de diagnóstico diferencial es la dificultad para obtener resultados cuantitativos de sus medidas. De los tres métodos anteriores solamente podemos deducir un diagnóstico cualitativo a partir de la forma del horóptero asociado a la anomalía binocular, pero no cuantitativo, como veremos más adelante en una sección posterior. Ogle (1950) propuso un nuevo método de parametrización del horóptero que permite analizarlo numéricamente, a diferencia de los anteriores. Asumiendo que el horóptero es una curva generalizada (cónica) sobre el plano de fijación (fig. 9.11), su análisis se basa en el estudio de dos nuevos parámetros: la curvatura relativa del horóptero (*H*) respecto a la circunferencia de Vieth-Müller (CVM), y la asimetría con respecto al plano medio (*R*). Con este esquema, similar a algunos mostrados anteriormente, los parámetros *H* y *R* se definen a partir de las excentricidades retinianas Φ_I y Φ_D como sigue:

convergencia mitad a la varilla de fijación T:

$$\beta = arctg\left(\frac{dip}{2d}\right) = \frac{C_T}{2}$$

rotaciones monoculares a la varilla P:

$$\theta_I = arctg\left(\frac{x + \frac{dip}{2}}{y}\right) \quad , \quad \theta_D = arctg\left(\frac{x - \frac{dip}{2}}{y}\right) \tag{9.8}$$

excentricidades retinianas de la varilla P:

$$\Phi_I = \theta_I - \beta \quad , \quad \Phi_D = \theta_D + \beta$$

$$\Rightarrow \quad H = \frac{1}{tg\Phi_I} - R_0 \frac{1}{tg\Phi_D}$$

$$\Rightarrow \quad R = \frac{tg\Phi_D}{tg\Phi_I}$$

siendo $R_0 = y'_I/y'_D$, el cociente entre los tamaños de las imágenes retinianas en el punto de fijación, denotado también como *índice de aniseiconía*. Si $R_0 > 1$, la imagen del ojo izquierdo es mayor que la del derecho, y si $R_0 = < 1$, la imagen del ojo derecho es mayor que la del izquierdo. Por tanto, la *iseconía* se expresaría como $R_0 = 1$.

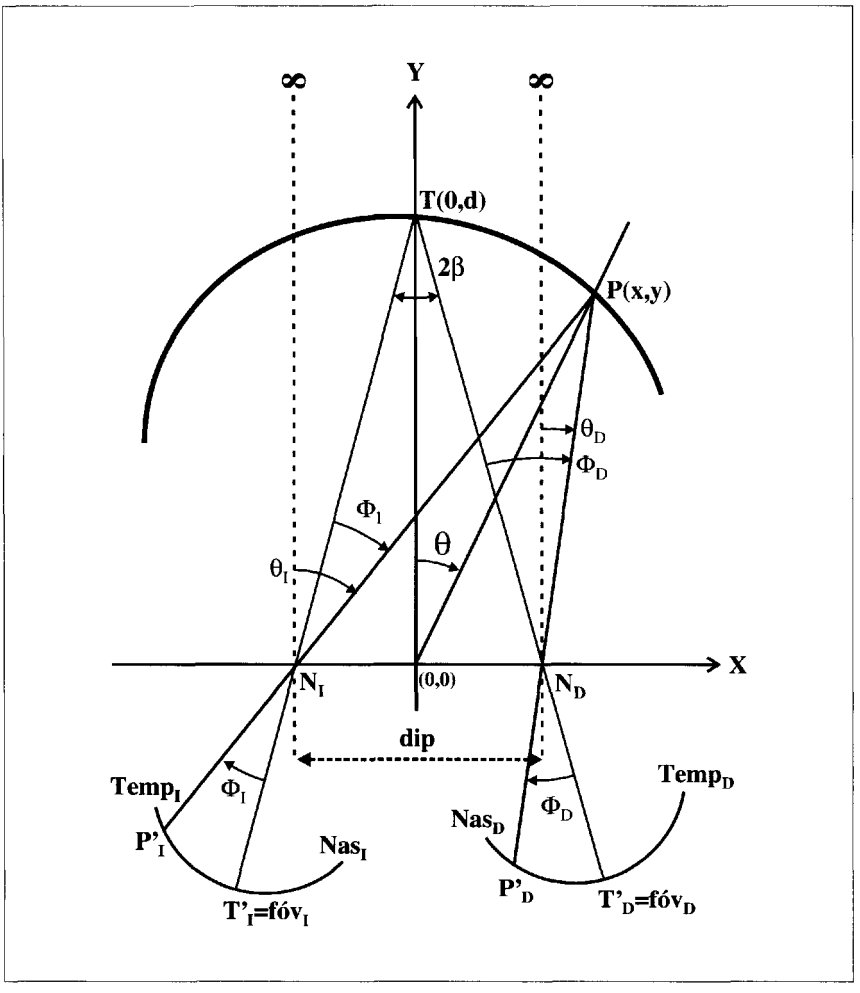


Fig. 9.11 Esquema geométrico de las variables implicadas en el análisis matemático de Ogle (1950) del horóptero longitudinal como una curva generalizada o cónica en el plano de fijación.

Ogle demostró que se puede considerar al horóptero longitudinal, teórico o empírico, como una cónica (curva generalizada) en el plano de fijación, cuya fórmula genérica es:

$$Ax^2 - Bxy + Cy^2 - Dy - E = 0 \qquad (9.9)$$

cuyos coeficientes A, B, C, D y E se calculan a partir de la distancia de fijación d, la distancia interpupilar dip, y los nuevos parámetros H y R_0 de acuerdo con:

$$A = 1 - \frac{Hd}{a(R_0 + 1)} \quad ; \quad B = \frac{(d^2 + a^2)(R_0 - 1)}{ad(R_0 + 1)} \quad ; \quad C = 1 + \frac{Ha}{d(R_0 + 1)}$$

$$D = \frac{d^2 - a^2}{d} + \frac{2Ha}{R_0 + 1} \quad ; \quad E = a^2 - \frac{Had}{R_0 + 1} \quad , \text{siendo } a = \frac{dip}{2} \tag{9.10}$$

Ogle, al apoyarse en este punto de vista, se dio cuenta de que los datos del horóptero, casi siempre curvados, podían quedar completamente alineados en un formato de gráfica de ejes R vs. tg Φ_D. En efecto, al hacer este cambio de variable para cada varilla, los puntos matemáticos (tg Φ_D, R) asociados a cada varilla quedan alineados a lo largo de una recta cuya pendiente es H y cuyo valor de ordenada en el origen es R_0:

$$R = H \cdot \text{tg}\,\Phi_D + R_0 \tag{9.11}$$

Gracias a Ogle, por tanto, podemos reinterpretar más fácilmente los datos del horóptero longitudinal y extraer datos más concretos del estado de visión binocular, ya sea normal o considerado anormal, como vamos a ver en la sección siguiente.

Como preámbulo a esto, analicemos ahora la forma del horóptero en función de valores simples de los parámetros H y R_0. En primer lugar, tenemos el parámetro H, que no es otro que la variable numérica con que describimos la desviación de Hering-Hillebrand. En efecto, si las varillas del montaje quedan dentro de la CVM, H saldrá negativo (fig. 9.12, izquierda), lo cual indicará que el horóptero empírico longitudinal se curva más que el teórico (CVM). Si las varillas móviles se han dispuesto, de tal forma que coinciden exactamente con la CVM, del análisis de Ogle obtendremos que $H = 0$ (fig. 9.12, centro). En cambio, si las varillas se han dispuesto quedan fuera de la CVM, incluso pudiendo quedar formando una curvatura convexa (∪), $H > 0$ (fig. 9.12, derecha), indicando que la curvatura del horóptero empírico longitudinal es menor que la del teórico (CVM). El valor de H considerado normal fluctúa entre +0.1 y +0.2, indicando que el horóptero empírico longitudinal es más plano que la CVM. H es, por tanto, una medida del aumento relativo no uniforme de imágenes retinianas a lo largo del campo visual, es decir, cómo el aumento cambia a través del campo visual debido a la desviación del horóptero respecto de una forma geométrica exacta. Por lo tanto, el horóptero no puede explicarse completamente mediante variables ópticas, sino que también refleja el aumento neural de tamaño de la disposición de los puntos retinianos correspondientes que se proyectan en el córtex visual.

digitalia
www.digitalia.us

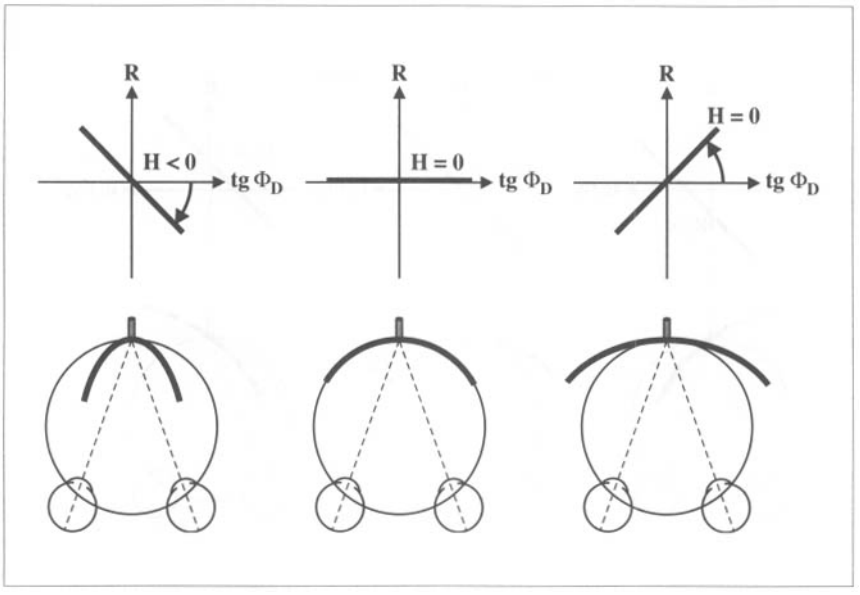


Fig. 9.12 Forma del horóptero en función de la desviación de Hering-Hillebrand *H*. Izquierda: $H < 0$, horóptero dentro del CVM; centro: $H = 0$, horóptero = CVM; derecha: $H > 0$, horóptero fuera del CVM, con la posibilidad de llegar a ser convexo (∪).

Como indicábamos arriba, según Ogle el parámetro *R* es una variable que cuantifica la asimetría respecto el plano medio. Y su valor específico R_0 se asocia al que le corresponde sobre el punto de fijación. Desde otra perspectiva, el parámetro *R* indica el aumento relativo uniforme de las imágenes retinianas a lo largo del campo visual. Si se diera el caso de que las imágenes del ojo derecho se perciben más grandes que las del izquierdo, $y'_D > y'_I$, el observador dispondría las varillas del horóptero de forma inclinada hacia su ojo derecho (fig. 9.13, izquierda) y su valor específico R_0 sería menor que la unidad, lo cual significaría que el sujeto es aniseicónico. Si ambos ojos perciben lo mismo en tamaño, $y'_D = y'_I$, el sujeto será iseicónico o normal y el horóptero percibido no estará inclinado (fig. 9.13, centro), pero sí más o menos curvado como hemos analizado antes. En cambio, si se diera el caso de que las imágenes del ojo izquierdo se perciben más grandes que las del derecho, $y'_I > y'_D$, el observador dispondría las varillas del horóptero de forma inclinada hacia su ojo izquierdo (fig. 9.13, derecha) y su valor específico R_0 sería mayor que la unidad, lo cual significaría que el sujeto es aniseicónico. Por tanto, la mera observación de que las varillas del montaje se disponen de forma inclinada, hacia un lado u otro, es una pista inequívoca de que el sujeto padece algún grado de aniseiconía, con consecuencias graves para la fusión binocular (un aumento relativo superior al 5% ya afecta a la estereopsis).

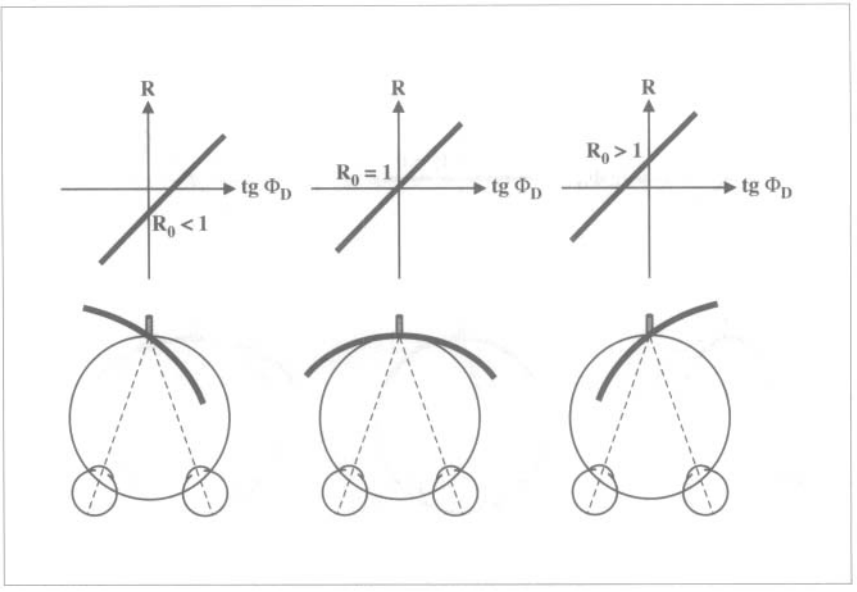


Fig. 9.13 Forma del horóptero en función de la desviación del índice de aniseiconía R_0. Izquierda: $R_0 < 1$, horóptero inclinado hacia el ojo derecho ($y'_D > y'_I$); centro: $R_0 = 1$, horóptero normal ($y'_D = y'_I$); derecha: $R_0 > 1$, horóptero inclinado hacia el ojo izquierdo ($y'_D < y'_I$).

9.4 Comparación del horóptero empírico respecto del horóptero teórico

En general, los resultados obtenidos por los diferentes métodos son similares a excepción del método del plano fronto-paralelo aparente (PFPA). Este resultado fue interpretado por Shipley y Rawlings en 1970 concluyendo que el horóptero empírico longitudinal determinado por el método del PFPA es estrictamente la geodésica del espacio visual (menor distancia entre dos puntos: la varilla y el punto colineal de nuestra cara).

Aunque en todos ellos existe una variación de la forma del horóptero en función de la distancia de fijación *d*, los datos con el método PFPA muestran una variación mucho más significativa que la del resto. En todos ellos se observa que, a medida que la distancia de fijación aumenta, el horóptero longitudinal se va aplanando hasta un punto donde coincide con el plano fronto-paralelo objetivo (PFPO), el de Aguilonius. Esta distancia se conoce como *distancia abática* d_{ABA} y, a partir de ésta, el horóptero llega a cambiar de cóncavo (∩) a convexo (∪). En cualquier caso, para distancias inferiores a la abática (~ 6 m), las diferencias entre la geodésica del espacio visual y el horóptero parecen muy pequeñas, por lo que el método PFPA se puede usar para distancias no superiores a los 2 m. Aplicando el análisis de Ogle, como haremos más tarde en el problema resuelto nº 2, se puede demostrar que la distancia abática d_{ABA} se puede expresar como:

$$d_{ABA} = \frac{dip}{H} \tag{9.12}$$

En consecuencia, la variación de la forma del horóptero empírico longitudinal con la distancia de fijación la podemos considerar normal. Tanto la curvatura de la CVM como la del horóptero empírico cambiarán en la gráfica ($y - d$) vs. θ (fig. 9.14, izquierda). De igual modo, los datos seguirán estando alineados en la gráfica de Ogle, R vs. tg Φ_D, pero con pendientes (H) diferentes (fig. 9.14, derecha). Por tanto, como resultado neto entre los cambios que sufre la CVM y el horóptero empírico, podemos deducir que la correspondencia retiniana, a pesar de que no es ideal, permanece constante frente a los cambios de vergencia. En realidad, como ya vamos intuyendo, el horóptero empírico longitudinal de un sujeto normal no coincide nunca con la circunferencia de Vieth-Müller (CVM), independientemente de la distancia de fijación (menos el infinito). Tal desviación sistemática se conoce como desviación de Hering-Hillebrand H y puede cuantificarse, como ya sabemos, con el análisis propuesto por Ogle. Pero, ¿por qué pasa esto?, ¿por qué consideramos esto normal? La causa de esta desviación sistemática se debe a que la correspondencia retiniana no es congruente, es decir, que la correspondencia retiniana no es completamente simétrica en cada ojo. En las condiciones ideales de la CVM, se suponía una simetría ocular perfecta: retinas esféricas y de la misma extensión, distribución simétrica de los signos locales, tanto las retinas nasales como temporales, etc. Estudios histológicos han demostrado que los fotoreceptores están más empaquetados en la retina temporal que en la retina nasal. Esta asimetría nasal-temporal puede provocar la desviación respecto de la CVM. Esto también puede explicar por qué la forma del horóptero empírico longitudinal puede cambiar de cóncava ($\cap$) a plana, y entonces a convexa ($\cup$), con diferentes distancias de fijación (fig. 9.15). No obstante, es probable también que otros factores no retinianos, quizás de índole cortical, como una proyección asimétrica de las retinas en el córtex visual, influyan en la desviación de Hering-Hillebrand, pero todavía no se ha probado su relevancia relativa con respecto a la asimetría retiniana.

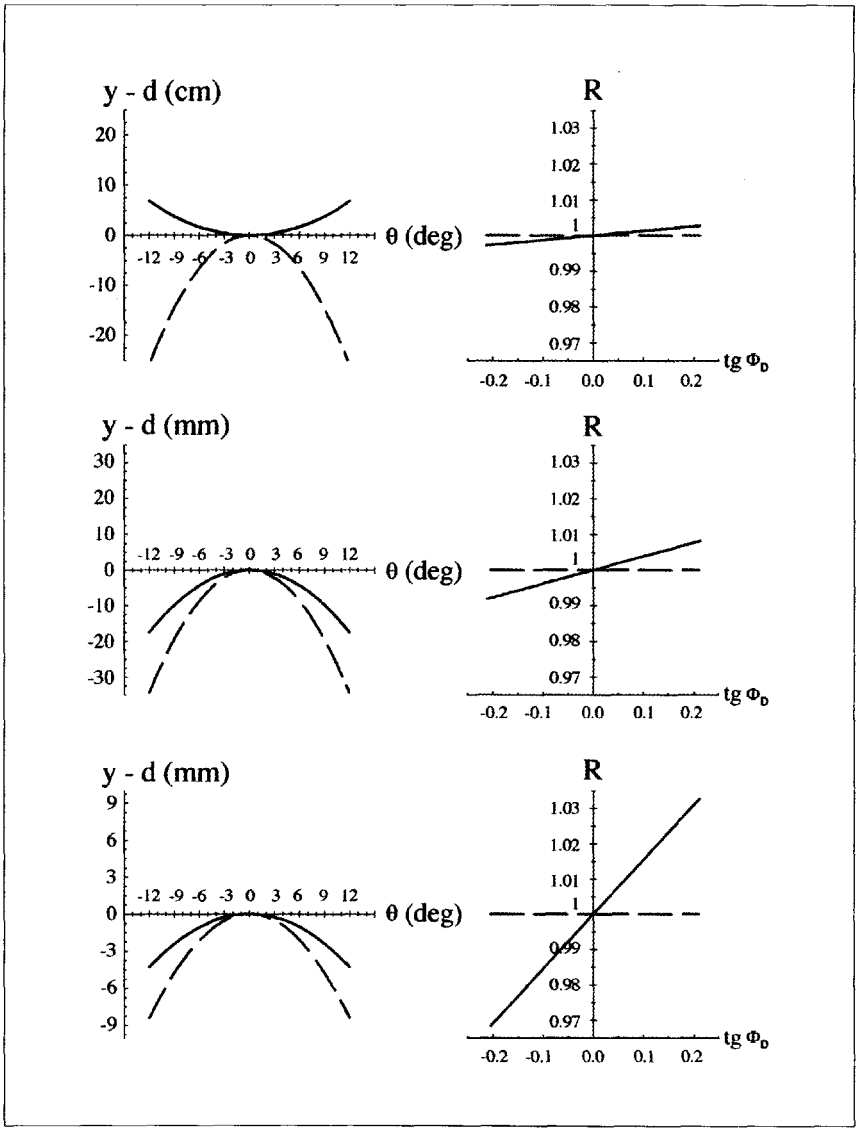


Fig. 9.14 Formas del horóptero longitudinal según la distancia de fijación para un sujeto normal ($R_0 = 1$). Izquierda (abajo, centro, arriba): representación gráfica típica, ($y - d$) vs. θ, del horóptero longitudinal para varias distancias de fijación (20 cm, 80 cm y 6 m). La línea continua corresponde al horóptero empírico, mientras que la línea discontinua corresponde a la circunferencia de Vieth-Müller (CVM) asociada a cada distancia de fijación. Derecha: Representación analítica, R vs. tg Φ_D, de los mismos datos, donde se aprecian las rectas con pendientes (H) diferentes, asociadas a cada distancia de fijación.

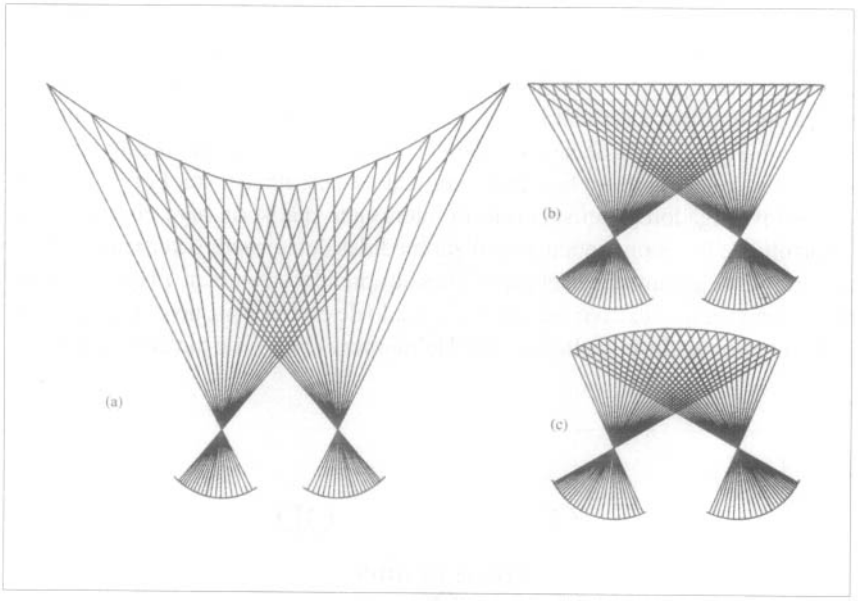


Fig. 9.15 Explicación gráfica de cómo una correspondencia retiniana no congruente influye en la forma del horóptero longitudinal según la distancia de fijación. Nótese cómo los puntos retinianos en el lado temporal están más empaquetados que los correspondientes en el lado nasal. A la izquierda (a), se muestra la forma del horóptero (∪) para una distancia de fijación superior a la distancia abática. A la derecha, arriba, se muestra la forma plana del horóptero a la distancia abática; mientras que a la derecha, abajo, se representa la forma del horóptero (∩) para una distancia inferior a la distancia abática. (Howard y Rogers, 1995.)

Como ya hemos presentado antes, el horóptero teórico vertical es una línea recta vertical, perteneciente al plano medio, perpendicular al plano de fijación y que pasa por el punto de fijación. Sin embargo, cuando se mide experimentalmente, el horóptero empírico vertical se inclina hacia fuera de la vertical verdadera (fig. 9.3), es decir, por encima del nivel de los ojos hacia fuera y por debajo del nivel de los ojos hacia los pies. Un método experimental sencillo para medirlo es utilizando los discos de Volkmann (1859), el cual consiste básicamente en alinear por procedimiento vernier dos líneas verticales de forma que una de ellas pueda girarse sobre el plano frontal objetivo hasta que se perciba aparentemente alineada con la otra (fig. 9.16). Esta inclinación, cuyo valor medio es de 2°, es la desviación de Helmholtz (1866), y depende también de la distancia de fijación, siendo de menor valor (menor inclinación) a medida que el punto de fijación se aleja. En visión cercana, el horóptero empírico vertical es casi vertical, pero en visión lejana, es una línea paralela al plano del suelo. Esto es quizás un resultado de adaptación evolutiva de nuestra especie, en el sentido de que la mayoría de las superificies horizontales naturales en visión lejana se encuentran por debajo del nivel de los ojos. Estas superficies se perciben, por tanto, a lo lejos como si se inclinaran ligeramente hacia arriba (fig. 9.17), lo cual nos permite estimar

mejor las posiciones de los objetos alejados. Esta suposición se ha comprobado comparando el horóptero vertical en varias especies (Tyler, 1991). Si el animal es de baja estatura pero vive en el suelo, por ejemplo un gato (15 cm), la inclinación media del horóptero vertical llega a ser de 20°; en cambio, en el caso de un ave arborícola, aunque sea de baja estatura (10 cm), si vive habitualmente lejos del suelo la inclinación de su horóptero vertical es casi inexistente. Por esta razón, varios investigadores han sugerido lo interesante que sería para el estudio del desarrollo de la visión binocular realizar medidas del horóptero vertical en niños de corta edad, justamente en el gateo antes de aprender a caminar. Ya que los niños presentan ya a los cuatro meses un buen grado de estereopsis, no es tan descabellado intentar medir la inclinación de Helmholtz en niños de tan corta edad.

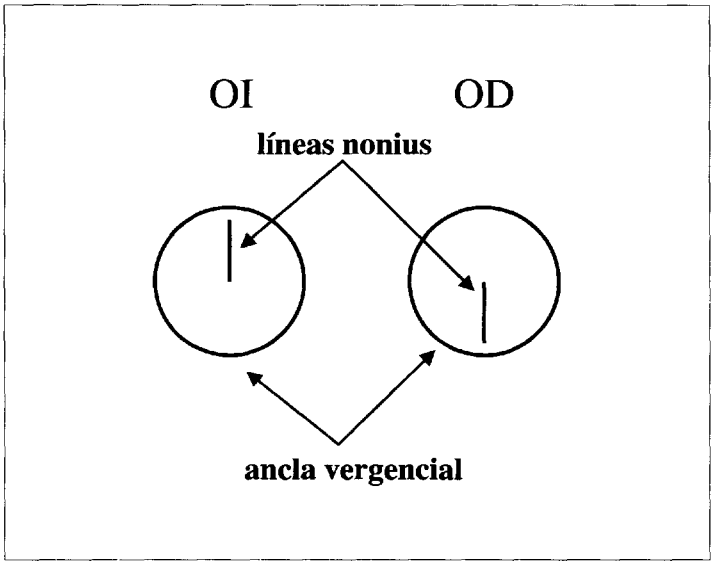


Fig. 9.16 Discos de Volkmann: fusionando el disco central (ancla vergencial) se debe girar una de las dos líneas verticales hasta que ambas parezcan verticalmente alineadas, lo cual permite medir el ángulo de declinación de los meridianos retinianos verticales correspondientes. Para la mayoría de la gente, es necesario girar realmente 2° una de las dos líneas para percibir.ambas alineadas.

Fig. 9.17 Debido a la inclinación de Helmholtz, las superficies horizontales por debajo del nivel de los ojos (por ejemplo, una mesa con un tapete de rejilla) se perciben como si se inclinaran hacia arriba.

9.4.1 *El horóptero en visión binocular anómala*

Hasta ahora hemos analizado los cambios que puede sufrir el horóptero en un sujeto normal. Por tanto, no podemos considerar tales cambios como anómalos, sino más bien como desviaciones sistemáticas respecto de una simetría ocular y visual perfecta, que ninguno de nosotros posee. En cambio, si consideramos a personas con anomalías binoculares es probable que la forma de su horóptero longitudinal sufra algún cambio drástico al margen de los cambios considerados «normales». Veamos pues cuáles son cada una de las formas del horóptero asociadas a la visión binocular anómala, ya que el análisis del horóptero longitudinal puede servir de herramienta de diagnóstico diferencial.

Así, en estrabismos y heteroforias, con correspondencia retiniana normal, el horóptero se desplaza hacia la intersección de los ejes visuales (Reading, 1983: 324; Schor, 1991: 191). En cuanto a la forma del horóptero, si es cóncavo (∩) o convexo (∪), ésta sigue aproximadamente la misma tendencia que en observadores normales, quizás con la salvedad de que la curvatura del mismo es ligeramente más pronunciada (fig. 9.18, arriba).

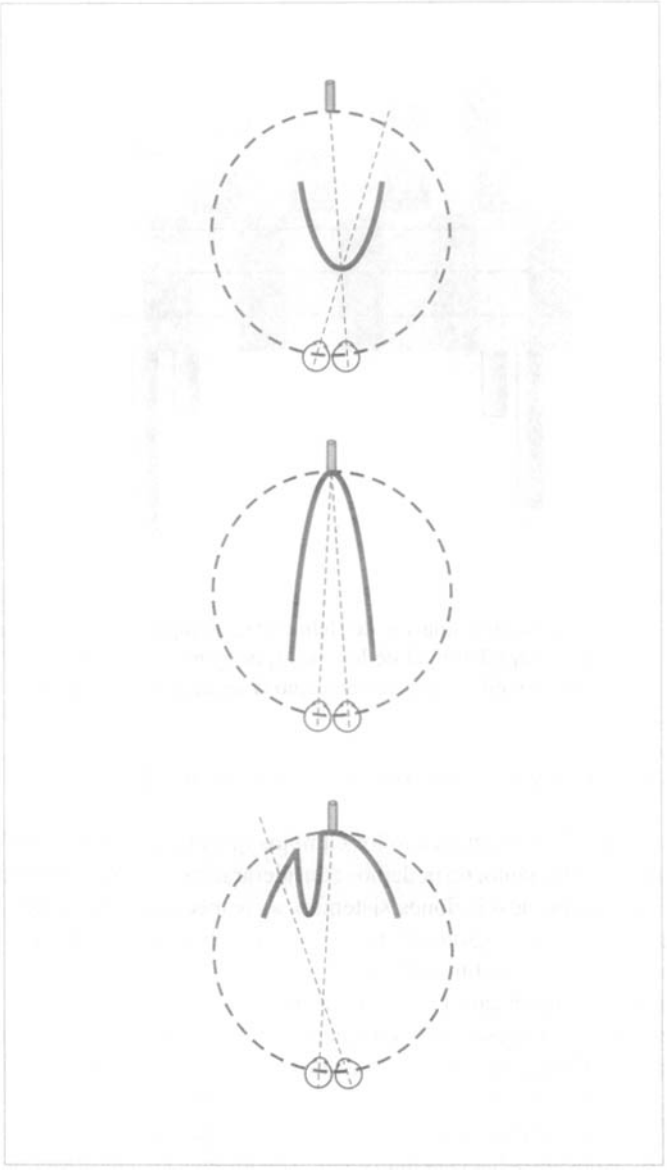


Fig. 9.18 Simulación a partir de los datos de Flom (1980) de la forma del horóptero empírico longitudinal para una distancia de fijación de 3 m perteneciente a varios sujetos estrábicos. Arriba: EsoT = 9 Δ en el ojo izquierdo, con correspondencia retiniana normal (NRC). Centro: ExoT intermitente, con correspondencia retiniana anómala (ARC). Abajo: EsoT = 21 Δ en el ojo derecho, con correspondencia retiniana anómala (ARC). Nótese en esta última simulación la presencia de la «joroba» de Flom entre ambos ejes visuales, cerca del punto de fijación.

En cambio, en sujetos estrábicos con correspondencia retiniana anómala, la forma del horóptero sufre cambios significativos respecto del horóptero normal. En personas que presentan un estrabismo intermitente, el horóptero medido queda dentro de la circunferencia de Vieth-Müller (CVM), con una curvatura muy pronunciada, $H < 4d/dip$ (fig. 9.18, centro). En cambio, en algunos estrabismos constantes, ya sean de tipo ExoT o EsoT, el horóptero vuelve a posicionarse de nuevo sobre el punto de fijación con la aparición de una «joroba» entre los datos situados entre los dos ejes visuales, cerca del punto de fijación (Schor, 1991: 190; Steinman, Steinman, Garzia, 2000: 100). Esto pone en relieve la falta de uniformidad de correspondencia binocular en la correspondencia retiniana anómala y explica por qué distintos tests clínicos que seleccionan puntos retinianos diferentes para medir la correspondencia retiniana obtienen resultados diferentes de los ángulos *A* (anomalía) y *S* (subjetivo) del estrabismo (véase capítulo anterior). Otro aspecto interesante de la *joroba de Flom* es que si el estrabismo puede compensarse ópticamente, es decir, que el paciente consigue fijar bifovealmente, la joroba desaparece.

9.4.2 *Distorsiones en el horóptero debido a factores ópticos*

Como venimos viendo, la determinación del horóptero longitudinal es un procedimiento imprescindible para conocer el tipo de espacio visual binocular que percibimos. Se han explicado cambios en el horóptero que hemos considerado normales (variación de la distancia de fijación, etc.), y otros totalmente distintos que van ligados a anomalías binoculares (forias y estrabismos). A medio camino, en sentido figurado, se encuentran los cambios que puede sufrir el horóptero (el espacio binocular percibido) debido a factores estrictamente ópticos, cuyo protagonista principal es la anomalía binocular denominada *aniseiconía*, con toda su problemática, que no es nada sencilla de entender y controlar en la práctica optométrica.

La aniseiconía es una anomalía visual que se origina cuando las dos imágenes percibidas del mismo objeto difieren en tamaño o forma (§ capitulo 12). Esto provoca que sea difícil, e incluso a veces imposible, fusionar correctamente las dos imágenes, por lo que las capacidades estereoscópicas pueden reducirse drásticamente. Desde el punto de vista estadístico, entre un 2 y 3% de la población padece este problema visual. La aniseiconía puede ser de origen óptico o neural.

La *aniseiconía óptica* se asocia a la diferencia en tamaño de las dos imágenes retinianas, la cual puede darse por una diferencia de refracción ocular entre ambos ojos, concepto denominado *anisometropía*. Ya que la refracción ocular puede tener a su vez un origen óptico (ametropía refractiva, potencia ocular diferente a lo normal) o axial (ametropía axial, longitud del globo ocular superior diferente de lo normal), y que la imagen retiniana en un amétrope refractivo compensado es casi la misma que la de un sujeto emétrope, la aniseiconía óptica puede, por tanto, originarse debido a varios factores: una anisometropía axial no compensada o una anisometropía refractiva compensada con gafas (Howard, Rogers,

1995: 64; LeGrand, 1991; Rabbetts, 1998: 264; Steinman, Steinman, Garzia, 2000: 108; Tunnacliffe, 1997: 507). El ejemplo típico de esto lo tenemos en una persona afáquica unilateral, o sea, que se le ha extraído el cristalino en uno de sus dos ojos. La compensación con gafas en esta persona le puede provocar un 20% o más de aniseiconía; en cambio, usando lentes de contacto, la aniseiconía se puede reducir hasta un 4% ó 10%, dependiendo de si el ojo afáquico era originalmente hipermétrope o miope, respectivamente. Si la persona es operada completamente de cataratas, es decir, se le implanta una lente intraocular en la misma posición original del cristalino, la aniseiconía puede existir todavía, pero solamente hasta un 2%.

La *aniseiconía neural* se refiere a los casos en los que, a pesar de partir de imágenes retinianas de igual tamaño en ambos ojos, el cerebro visualmente asigna tamaños o formas dispares a lo que proviene de ambos ojos. La distribución de los signos locales en las retinas, las modificaciones del procesado neural o aspectos de plasticidad del sistema visual pueden afectar en la aniseiconía percibida. En consecuencia, al haber dos causas básicas para la aniseiconía, pueden darse casos en los que, por ejemplo, el efecto de la primera (aniseiconía óptica) sea neutralizado por la segunda (aniseiconía óptica), a pesar de que la primera se haya compensado ópticamente (gafas, lentes de contacto o lente intraocular). Así, por ejemplo, aproximadamente el 40 % de las personas emétropes poseen una aniseiconía neural de al menos un 0.8 %. Por tanto, un análisis biométrico completo de los ojos, complementado con medidas psicofísicas adecuadas, resulta imprescindible a veces para averiguar y comprender el efecto real en la percepción binocular de la aniseiconía debido a una anisometropía.

Como hemos visto arriba, la combinación de los factores anteriores para que se manifieste la aniseiconía percibida puede dificultar el análisis y comprensión del horóptero (espacio binocular percibido) asociado a este tipo de anomalía visual. Afortunadamente, podemos simular artificialmente aniseiconías ópticas sobre sujetos normales (emétropes o amétropes compensados) anteponiendo en uno de los dos ojos un sistema óptico «especial» (*size lens*), lo cual puede resultar didácticamente interesante. Tras lo comentado anteriormente, la clave del éxito de la aniseiconía inducida está en simular sobre un sujeto normal una anisometropía refractiva compensada con gafas. Es decir, si anteponemos una lente negativa ($P_f' < 0$) sobre el ojo emétrope, éste se convertirá en hipermétrope (refractivo), con lo que tendremos en conjunto una anisometropía refractiva no compensada, con poco efecto, por no decir nulo, sobre el tamaño de los objetos observados. Si anteponemos ahora una lente positiva ($P_f' > 0$) a una distancia e determinada, compensaremos esta hipermetropía «artificial», es decir, el sistema lente positiva (P_+) - lente negativa (P_-) tendrá potencia nula (sistema afocal, como un telescopio de Galileo) con lo que el ojo seguirá siendo emétrope, pero con un aumento lateral de imagen distinto de la unidad ($\beta' > 1$). Si tal sistema óptico (P_+ y P_-) se acopla al ojo derecho, su aumento lateral β' equivaldrá a la inversa del índice de aniseiconía R_0 ($= y'_I/y'_D$), con lo que dispondremos de un sistema de ecuaciones con dos incógnitas, P_+ y P_-, para simular cualquier tipo de aniseiconía inducida en un sujeto normal. Usando lentes de prueba con la montura correspondiente,

podemos imponer que la separación de las lentes P_+ y P_- sea $e = 1$ cm, con lo que el conjunto final de ecuaciones sería el siguiente:

$$\left.\begin{array}{l}\text{Acople en el ojo derecho:} \\ \dfrac{y'_D}{y'_I} \equiv \beta' = -\dfrac{P_-}{P_+} \\ P_{TOTAL} = P_+ + P_- + 0.01P_+ \cdot P_- = 0\end{array}\right\} \qquad (9.13)$$

Así, por ejemplo, si pretendemos simular un 10% de aniseiconía inducida ($y'_D = 1.1y'_I$, $R_0 = 0.909$), las potencias que necesitamos montar son $P_+ = 9.09$ D y $P_- = -10$ D. Si las dos lentes son esféricas, habremos generado un aumento global de imágenes retinianas (aniseiconía global). Si las dos lentes son plano-cilíndricas, con ejes paralelos, habremos generado un aumento meridional de imágenes retinianas (aniseiconía meridional).

Para comprender qué tipo de espacio binocular (y del horóptero) percibe una persona aniseicónica, y así poder diseñar instrumentos para medir la aniseiconía, se han descubierto varios efectos visuales provocados al simular aniseiconías inducidas sobre personas normales. Éstos son el efecto geométrico, el efecto inducido y varios efectos oblicuos (Howard, Rogers, 1995: 285; Reading, 1983: 295; Steinman, Steinman, Garzia, 2000: 103).

El *efecto geométrico* ocurre debido al aumento de la imagen retiniana en el meridiano horizontal, es decir, cuando se antepone un sistema de Galileo como el anterior en el ojo derecho pero con lentes plano-cilíndricas orientadas a 90°, o sea, cuando tenemos una aniseiconía inducida horizontal ($R_0 < 1$). La consecuencia visual de esto es que el plano fronto-paralelo aparente (PFPA) gira respecto del punto de fijación inclinándose hacia el ojo izquierdo, pero el horóptero medido se inclina hacia el ojo derecho (fig. 9.19). Este resultado ya se intuía puesto que el análisis de Ogle predecía que con $R_0 \neq 1$ el horóptero empírico longitudinal se inclinaría hacia un lado u otro (fig. 9.13). El grado de inclinación α del espacio visual en este caso se puede calcular a partir de:

$$\alpha = \text{arctg}\left[\frac{M-1}{M+1}\cdot\frac{2d}{dip}\right], \quad \text{siendo} \quad M = \begin{cases} R_0, & \text{en ojo izquierdo} \\ 1/R_0, & \text{en ojo derecho} \end{cases} \qquad (9.14)$$

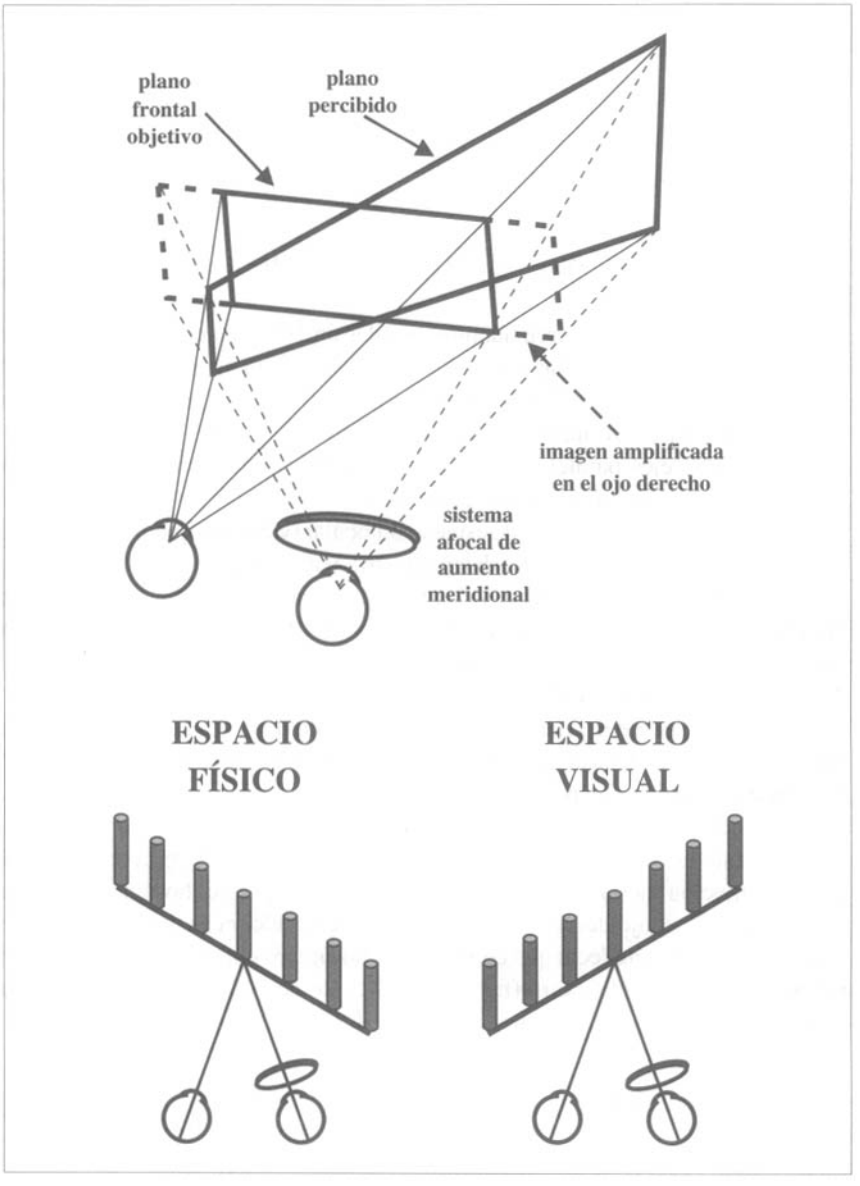


Fig. 9.19 Efecto geométrico de una aniseiconía inducida en el ojo derecho sobre el plano fronto-paralelo objetivo (arriba) y el horóptero longitudinal (abajo, izquierda). La intersección de las líneas visuales de ambos ojos en los extremos de la figura rectangular da lugar a un objeto binocular efectivo para el plano fronto-paralelo objetivo que resulta ser un plano inclinado hacia el ojo izquierdo. Esto sería la forma del espacio visual binocular (basado en el patrón de disparidades binoculares) ante la aniseiconía inducida en el ojo derecho, pero la disposición de las varillas en el horóptero longitudinal vía el método PFPA sería justamente la contraria, es decir, el horóptero se inclinaría hacia el ojo derecho, el que presenta las imágenes aumentadas en la dimensión horizontal.

digitalia
www.digitalia.us

Con este tipo de aniseiconía inducida, un sujeto se encuentra confuso a la hora de inferir la posición o profundidad de los objetos que le rodean puesto que entran en conflicto los dos sistemas sensoriales de información sobre la profundidad: las pistas monoculares (perspectiva geométrica, gradiente de textura, solapamiento, etc.), que no se ven alteradas por la aniseiconía, y las disparidades binoculares horizontales, que sí se ven afectadas. Un ejemplo típico para poner de relieve esto es observar una habitación vacía completamente empapelada (o revestida con mármol o gres de una sola pieza en cada pared) con un motivo que impida usar las pistas monoculares de profundidad, como por ejemplo, puntos aleatorios (como en los estereogramas) o follaje artificial. Los anglosajones la denominan *leaf room*. Al observarla con una aniseiconía inducida, o que la observara un sujeto aniseicónico real, ésta se distorsiona tal que ya no parece cuadrada (fig. 9.20).

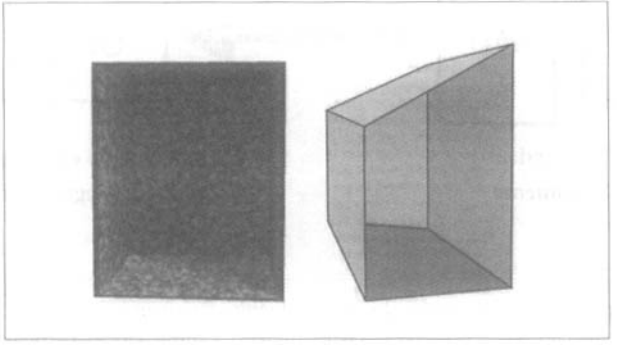


Fig. 9.20 Distorsión perceptual (a la derecha) de una habitación cuadrada (*leaf room*, a la izquierda) según una persona con aniseiconía horizontal ($R_0 < 1$). (Reading, 1983: 296; Steinman, Steinman, Garzia, 2000: 104.)

El *efecto inducido* ocurre debido al aumento de la imagen retiniana en el meridiano vertical, es decir, cuando se antepone un sistema de Galileo como el anterior en el ojo derecho pero con lentes plano-cilíndricas orientadas a 0°, o sea, cuando tenemos una aniseiconía inducida vertical. En principio, al afectar solamente a las disparidades binoculares verticales, no debe cambiar ni el horóptero longitudinal ni el plano fronto-paralelo aparente (PFPA). Sin embargo, no es esto lo que pasa, aunque no exista todavía una explicación convincente para ello: al simular una aniseiconía inducida vertical en el ojo derecho, ésta provoca en el ojo izquierdo una aniseiconía inducida horizontal de forma que se percibe el PFPA inclinado hacia el ojo derecho y el horóptero inclinado hacia el ojo izquierdo, como si solamente se hubiese antepuesto un sistema afocal de aumento a 90° en el ojo izquierdo. Por tanto, de algún modo, con peso específico, pero pequeño, la disparidad binocular vertical sí que interviene en la percepción de profundidad. Una explicación sencilla para este efecto es aquella que sugiere que

el aumento vertical de las imágenes retinianas estimula un mecanismo compensatorio en el sistema visual que reduce el tamaño percibido global de la imagen amplificada para igualar la dimensión vertical con la imagen del otro ojo (fig. 9.21). La compensación neural reduce, sin embargo, tanto la dimensión vertical como la horizontal de la imagen, con el resultado neto de que la imagen del ojo sin el sistema afocal de aumento queda más grande en la dimensión horizontal que en la del otro, que lleva el sistema afocal de aumento a 0°, con lo que surge el efecto geométrico opuesto. Otro detalle revelador de la complejidad de esto es que, en efecto, el horóptero vía el método PFPA se inclina, pero no así el medido mediante el método vernier o nonius.

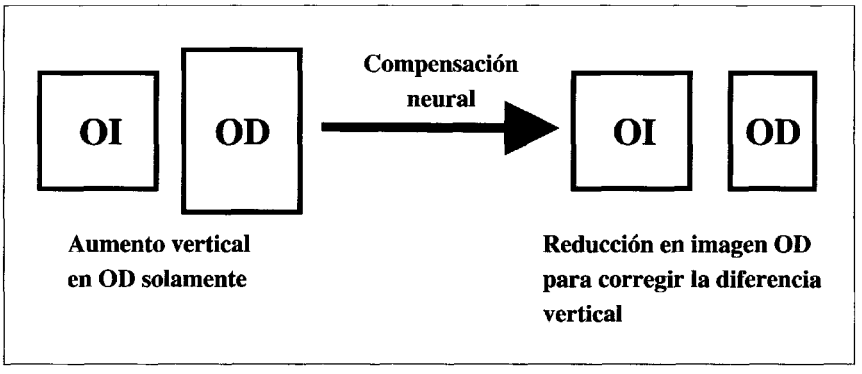


Fig. 9.21 Hipótesis sencilla sobre el efecto inducido. El reajuste global de tamaño en la imagen aumentada (derecha) para igualar las dimensiones verticales de las dos imágenes provoca que la imagen no aumentada (izquierda) quede finalmente más grande en horizontal que la imagen reajustada, lo cual genera un efecto geométrico opuesto.

El *efecto oblicuo* se da cuando se utilizan sistemas afocales de aumento orientados oblicuamente en cada ojo, por ejemplo, a 45° en el ojo izquierdo y a 135° en el ojo derecho. El aumento oblicuo introduce ciclodisparidad, con lo que las líneas verticales se perciben inclinadas hacia el meridiano de aumento. Esta inclinación se traslada a las disparidades binoculares horizontales, las cuales aumentan a medida que uno eleva o desciende la mirada. El efecto resultante es una inclinación aparente del mundo alrededor del meridiano horizontal: la parte superior de las líneas verticales del plano fronto-paralelo objetivo se inclina hacia fuera, mientras que la parte inferior se inclina hacia el observador.

Si en vez de simular la aniseiconía inducida con lentes plano-cilíndricas se usan lentes esféricas generaremos una aniseiconía inducida global. Sin embargo, como los efectos geométrico e inducido son opuestos, la aniseiconía percibida en estos casos puede no existir al cancelarse ambos efectos, sobre todo para valores bajos ($0.95 < R_0 < 1.05$). Con grados de aniseiconía mayores, el efecto geométrico no neutralizado puede ser suficiente para percibir el efecto visual anteriormente

comentado. Esta cancelación sensorial también se ve afectada por la distancia de fijación, siendo mayor (menor la aniseiconía percibida) para visión lejana que para visión cercana. En consecuencia, si una persona sabe que presenta anisometropía esférica, puede juzgar si tiene también aniseiconía percibida: por cada dioptría de diferencia de refracción en cada ojo, existe aproximadamente un 1.4% de aumento relativo entre las imagénes de los dos ojos; si el cálculo resultante no excede del 5%, su espacio visual binocular será el mismo que el de las personas normales, es decir, que no se percibirá inclinado. Pero, por otra parte, esto mismo sirve para entender también las dificultades que sufren pacientes de astigmatismo oblicuo alto al adaptarse por primera vez las gafas de prescripción óptica: antes de acostumbrarse, se notarán desorientados, experimentarán distorsiones de la profundidad y también posiblemente vértigo.

Gracias al conocimiento de los efectos geométrico e inducido, principalmente, se han desarrollado instrumentos optométricos específicos para medir y compensar la aniseiconía percibida. Tales instrumentos especiales se denominan *eiconómetros* (§ capitulo 12), y existen de dos tipos: el de comparación directa y el eiconómetro espacial (Howard, Rogers, 1995: 64; Rabbetts, 1998: 266; Reading, 1983: 302; Steinman, Steinman, Garzia, 2000: 111; Tunnacliffe, 1997: 500-514). La estrategia es bien sencilla: al ponerse de manifiesto el efecto visual con el instrumento, el efecto se neutraliza anteponiendo en el ojo adecuado un sistema afocal de aumento (*lente iseicónica*). Para ello, los instrumentos disponen en cada ojo de sistemas ópticos afocales de aumento variable.

Tras todo esto, es importante incidir en que es solamente el valor de R (aumento uniforme a lo largo del campo visual) el que cambia en el análisis de Ogle del horóptero, y no la desviación de Hering-Hillebrand H (aumento no uniforme a través del campo visual). Es decir, si mantenemos la distancia de fijación en el horóptero y realizamos varias configuraciones de tipo PFPA con diferentes aniseiconías inducidas, los horópteros medidos tendrán varias inclinaciones, pero en la gráfica R vs. tg Φ_D aparecerán representados como líneas rectas paralelas, cruzando el eje vertical en cada uno de los índices de aniseiconía inducidos (fig. 9.22). Esto es muy importante, ya que nos dice que aunque el aumento uniforme (R) del horóptero se altera, el aumento no uniforme (H), el que refleja la disposición de los puntos correspondientes, no cambia. Por tanto, estas manipulaciones reflejan solamente cambios ópticos en el horóptero, y no cambios neurales. Esto implica que la organización neural de la correspondencia retiniana es bastante robusta en condiciones normales (recuérdese los cambios del horóptero asociados a la correspondencia retiniana anómala).

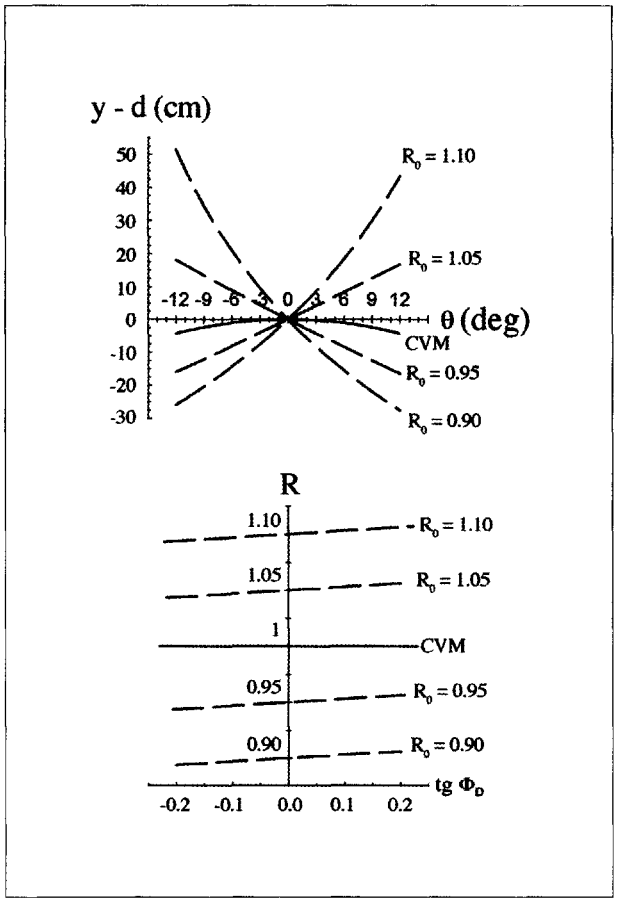


Fig. 9.22 Configuraciones de horóptero a la misma distancia de fijación (d = 1 m) con varios índices de aniseiconía inducida R_0 ={0.90, 0.95, 1.05, 1.10}. Arriba: gráfica ($y - d$) vs. θ. Abajo: gráfica R vs. tg Φ_D.

Una excepción aparente a esta última regla es la distorsión del horóptero al anteponerse prismas horizontales (BT o BN). A diferencia de las lentes, los prismas provocan un aumento óptico no uniforme, de más aumento en el vértice a menos hacia la base. Esto genera distorsiones no uniformes en el espacio visual binocular (recuérdese el objeto binocular efectivo en el capítulo 7) y en el horóptero: los prismas de base temporal (BT) en cada ojo provocan un horóptero más convexo (un espacio visual binocular más cóncavo), los prismas de base nasal (BN) provocan el efecto contrario. A pesar de esto, los cambios percibidos se pueden justificar completamente mediante razonamientos estrictamente ópticos, por lo que no da lugar a suponer que en estos casos la estructura neural de la correspondencia retiniana haya variado.

Adaptación a lentes y prismas

Hemos visto que las lentes y los prismas pueden afectar bastante al espacio visual binocular. De igual forma, la prescripción de nuevas lentes o prismas en un paciente puede provocar distorsiones del campo visual binocular. Esto debe tenerse en cuenta a la hora de prescribir ópticamente para que la percepción del espacio no se sacrifique a costa de conseguir la mejor agudeza visual. Afortunadamente, el sistema visual es capaz de adaptarse a las distorsiones del espacio visual binocular. El grado de adaptación puede variar, desde la adaptación completa a la ausencia de ésta, pero en general será siempre parcial, o sea, que existirá algún resto de distorsión espacial que siempre se notará. El grado de adaptación notado experimentalmente depende del criterio usado para medir el horóptero y el periodo de adaptación.

En condiciones normales, las personas muestran una gran adaptación a corto plazo (~ 20 minutos), neutralizando completamente el efecto geométrico en 3 ó 4 días y el efecto inducido en 5 ó 6 días. Sin embargo, en situaciones artificiales, como las que a veces se simulan en laboratorios, las distorsiones espaciales aparecen de nuevo. Esto es explicable dado que en situaciones artificiales, las pistas monoculares de profundidad (perspectiva, gradiente de textura, superposición, etc.) se minimizan tanto, que el sistema estereoscópico de profundidad, basado en la correspondencia retiniana, vuelve a ser predominante, por lo que se verá afectado por los cambios ópticos provocados por lentes y prismas. Una prueba irrefutable en este sentido es que las medidas con horóptero PFPA revelan cierta adaptación a la aniseiconía, pero no así en el horóptero vernier, lo que sugiere que no existe ninguna recalibración de correspondencia retiniana, o sea, que el sistema estereoscópico de profundidad no se adapta ante la presencia de aniseiconía inducida.

PROBLEMAS

Problemas resueltos

1. Demuestra a partir de las ecuaciones de la cónica generalizada de Ogle (ec. 9.10) que tomando $H = 0$ y $R_0 = 1$, o sea, considerando un sujeto emétrope (iseicónico) y ortofórico, se deduce la circunferencia de Vieth-Müller (ec. 9.5).

Partiendo pues de las expresiones de los coeficientes A, B, C, D y E de la cónica generalizada de Ogle (ec. 9.10), e imponiendo en ellas que $H = 0$ y $R_0 = 1$, se llega a:

$$A = 1, \quad B = 0, \quad C = 1, \quad D = \frac{d^2 - \left(dip/2\right)^2}{d}, \quad E = \left(dip/2\right)^2 \tag{9.15}$$

Con estos valores para los coeficientes, la ecuación de la cónica generalizada se convierte en:

$$x^2 + y^2 - \left[\frac{d^2 - \left(dip/2\right)^2}{d}\right] y - \left(dip/2\right)^2 = 0 \tag{9.16}$$

Recordando de la ecuación 9.5, las expresiones para las variables y_0 y r de la circunferencia de Vieth-Müller (CVM), tenemos que la expresión de la curva de arriba puede expresarse como sigue:

$$\begin{aligned} 2y_0 &= \frac{d^2 - \left(dip/2\right)^2}{d} \\ r^2 - y_0^{\,2} &= \left(dip/2\right)^2 \\ \Rightarrow x^2 + y^2 - 2y_0 y - \left(r^2 - y_0^{\,2}\right) &= 0 \end{aligned} \tag{9.17}$$

Reagrupando entonces términos a la izquierda y la derecha de la ecuación de la curva, se llega a que tal expresión no es más que la ecuación de una circunferencia de centro $(x_0 = 0, y_0)$ y radio r, con lo que la demostración finaliza.

digitalia
www.digitalia.us

$$x^2 + \left(y^2 - 2y_0 y + y_0^2\right) = r^2$$

$$\Rightarrow (x - x_0)^2 + (y - y_0)^2 = r^2 \quad , \quad \text{con} \tag{9.18}$$

$$x_0 = 0\,, \quad y_0 = \frac{d^2 - \left(dip/2\right)^2}{2d}\,, \quad r = \sqrt{y_0^2 + \left(dip/2\right)^2}$$

2. Se ha determinado el horóptero longitudinal para una distancia de fijación d = 5.8 m de un sujeto con dip = 6 cm. La disposición de las varillas es tal que se alinean perfectamente sobre el plano fronto-paralelo objetivo (PFPO). Apoyándote en las posiciones (x, y) de dos varillas $x(P_1) = -0.5$ m, $y(P_1) = 5.8$ m, y, $x(P_2) = 1.1$ m, $y(P_2) = 5.8$ m, se pide:

   a) La representación gráfica η [segundos de arco] vs. θ [deg], donde η es la disparidad retiniana o binocular y θ es la dirección visual ciclópea. Incluye también la circunferencia de Vieth-Müller.

   b) La desviación de Hering-Hillebrand H y el índice de aniseiconía R_0 a partir de la representación gráfica R vs. tg Φ_D.

---

a) En primer lugar, por simplicidad, denotaremos las posiciones de las varillas $x(P_1) = -0.5$ m, $y(P_1) = 5.8$ m, y, $x(P_2) = 1.1$ m, $y(P_2) = 5.8$ m como (x_1, y_1) y (x_2, y_2), respectivamente. A partir de estos datos, calculamos a continuación las direcciones visuales ciclópeas θ_1 y θ_2:

$$\theta_1 = \text{arctg}\left(\frac{x_1}{y_1}\right) = \text{arctg}\left(\frac{-0.5}{5.8}\right) = -4.9271 \text{ deg}$$
$$\theta_2 = \text{arctg}\left(\frac{x_2}{y_2}\right) = \text{arctg}\left(\frac{1.1}{5.8}\right) = 10.7389 \text{ deg} \tag{9.19}$$

donde el signo marca el lado del campo visual (negativo para el lado izquierdo, positivo para el lado derecho) del ojo cíclope.

El siguiente paso, dado que tenemos que calcular la disparidad binocular η asociada a cada varilla y ésta se expresa en función de una diferencia de convergencias, es determinar la convergencia C_T asociada a la varilla de fijación T. Aplicando la misma expresión que otras veces, obtenemos que $C_T = 2\,\text{arctg}\left(dip/2d\right) = 0.5927$ deg

Apoyándonos en el esquema de la fig. 9.11 y en las expresiones de la ecuación 9.8, calculamos las rotaciones monoculares izquierda θ_I y derecha

θ_D para cada varilla para a continuación obtener directamente la convergencia C_P asociada:

Varilla del carril izquierdo:

$$\theta_I(P_I) = \text{arctg}\left(\frac{x_I + dip/2}{y_I}\right) = \text{arctg}\left(\frac{-0.5 + 0.06/2}{5.8}\right) = -4.6328 \text{ deg}$$
$$\theta_D(P_I) = \text{arctg}\left(\frac{x_I - dip/2}{y_I}\right) = \text{arctg}\left(\frac{-0.5 - 0.06/2}{5.8}\right) = -5.2211 \text{ deg} \quad (9.20)$$

$$\Rightarrow \quad C(P_I) = |\theta_D(P_I) - \theta_I(P_I)| = 0.5883 \text{deg}$$

Varilla del carril derecho:

$$\theta_I(P_2) = \text{arctg}\left(\frac{x_2 + dip/2}{y_2}\right) = \text{arctg}\left(\frac{1.1 + 0.06/2}{5.8}\right) = 11.0247 \text{ deg}$$
$$\theta_D(P_2) = \text{arctg}\left(\frac{x_2 - dip/2}{y_2}\right) = \text{arctg}\left(\frac{1.1 - 0.06/2}{5.8}\right) = 10.4526 \text{ deg} \quad (9.21)$$

$$\Rightarrow \quad C(P_2) = |\theta_I(P_2) - \theta_D(P_2)| = 0.5721 \text{deg}$$

Así pues, recordando la expresión básica de la disparidad binocular η llegamos a:

$$\eta_1 = \eta(P_I) = C(P_I) - C(T) = 0.5883 - 0.5927 = -0.0044 \text{ deg} = -15.74 \text{ "}$$
$$\eta_2 = \eta(P_2) = C(P_2) - C(T) = 0.5721 - 0.5927 = -0.0206 \text{ deg} = -74.08 \text{ "} \quad (9.22)$$

Por tanto, ya tenemos las dos parejas (θ,η) para representarlas junto con la circunferencia de Vieth-Müller (CVM), que será una recta paralela al eje θ ya que $\eta = 0$ para todos los puntos de la CVM. Esta representación gráfica es la que se muestra en la fig. 9.23. Nótese pues, según lo argumentado a lo largo del tema, que el horóptero obtenido, alineado sobre el PFPO, no es el espacio visual binocular o percibido (fig. 9.23), puesto que éste se basa en el patrón de disparidades binoculares, y no en la desviación respecto del PFPO.

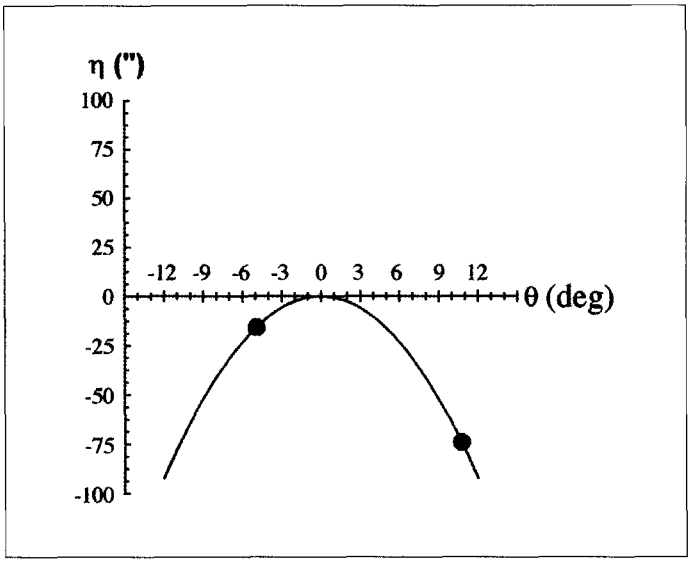


Fig. 9.23 Representación gráfica de la disparidad binocular percibida de un horóptero plano (a la distancia abática d = 5.8 m). Se marcan los dos puntos correspondientes a las dos varillas en cada lado del campo visual del problema 2.

b) El planteamiento para la solución de esta sección, igual que para la anterior, es totalmente válido para cualquier forma de horóptero. En este caso particular, con las varillas alineadas sobre el plano fronto-paralelo objetivo, la desviación de Hering-Hillebrand H será igual a dip/d, ya que d es, en este caso, la distancia abática. De igual manera, al no haber inclinación de las varillas, podemos suponer que el índice de aniseiconía R_0 será igual a 1. No obstante, vamos a continuación a demostrarlo exponiendo un método válido para cualquier forma de horóptero conocidas las posiciones de tres varillas: la de fijación y dos más, una a cada lado del campo visual.

Dado que debemos averiguar (comprobar) la desviación de Hering-Hillebrand H y el índice de aniseiconía R_0 a partir de los datos de que disponemos, no tenemos otro remedio que recurrir al cambio de variable que propuso Ogle, es decir, a transformar las posiciones (x,y) de las varillas en excentricidades retinianas Φ_I y Φ_D. Como ya hemos hecho otras veces en problemas anteriores a éste en el tema anterior, las excentricidades retinianas Φ_I y Φ_D asociadas a las varillas P_1 y P_2 se deducen fácilmente de sus respectivas rotaciones monoculares θ_I y θ_D y del ángulo de convergencia mitad, β, al punto de fijación T (ec. 9.8, fig. 9.11):

Varilla del carril izquierdo :

$$\Phi_I(P_1) = \theta_I(P_1) - \beta = -4.6328 - \frac{0.5927}{2} = -4.9292 \text{ deg}$$
$$\Phi_D(P_1) = \theta_D(P_1) + \beta = -5.2211 + \frac{0.5927}{2} = -4.9248 \text{ deg} \qquad (9.23)$$

Varilla del carril derecho :

$$\Phi_I(P_2) = \theta_I(P_2) - \beta = 11.0247 - \frac{0.5927}{2} = 10.7283 \text{ deg}$$
$$\Phi_D(P_2) = \theta_D(P_2) + \beta = 10.4526 + \frac{0.5927}{2} = 10.7489 \text{ deg}$$

Con estos datos, tal como propuso por primera vez Ogle, calculamos las tangentes de las excentricidades retinianas Φ_I y Φ_D asociadas a cada varilla y las combinamos entre ellas para formar el parámetro *R*:

(9.24)

Varilla del carril izquierdo : $\Phi_I(P_1) = -4.9292$ deg , $\Phi_D(P_1) = -4.9248$ deg

$$\left.\begin{array}{l} \text{tg}\,\Phi_I(P_1) = -0.08624 \\ \text{tg}\,\Phi_D(P_1) = -0.08617 \end{array}\right\} \Rightarrow \quad R(P_1) = \frac{\text{tg}\,\Phi_D(P_1)}{\text{tg}\,\Phi_I(P_1)} = \frac{-0.08617}{-0.08624} = 0.99911$$

Varilla del carril derecho : $\Phi_I(P_2) = 10.7283$ deg , $\Phi_D(P_2) = 10.7489$ deg

$$\left.\begin{array}{l} \text{tg}\,\Phi_I(P_2) = 0.18946 \\ \text{tg}\,\Phi_D(P_2) = 0.18984 \end{array}\right\} \Rightarrow \quad R(P_2) = \frac{\text{tg}\,\Phi_D(P_2)}{\text{tg}\,\Phi_I(P_2)} = \frac{0.18984}{0.18946} = 1.00196$$

Así, sin lugar a dudas, conseguimos ajustar una recta a los datos del horóptero en una gráfica de ejes *R* vs. tg Φ_D, cuya pendiente es *H* y el valor de corte en el eje de ordenadas (R) es R_0. Tenemos pues la ecuación de una recta, $R = H \cdot \text{tg}\,\Phi_D + R_0$, que podemos reescribir dos veces, una para cada varilla, para formar un sistema de 2 ecuaciones con 2 incógnitas, *H* y R_0, fácilmente resoluble:

(9.25)

$$\left.\begin{array}{l} R(P_1) = H \cdot \text{tg}\,\Phi_D(P_1) + R_0 \\ R(P_2) = H \cdot \text{tg}\,\Phi_D(P_2) + R_0 \end{array}\right\} \quad \Rightarrow \quad \left.\begin{array}{l} 0.99911 = -0.08617 \cdot H + R_0 \\ 1.00196 = 0.18984 \cdot H + R_0 \end{array}\right\}$$

$$\Rightarrow \quad H = \frac{R(P_2) - R(P_1)}{\text{tg}\,\Phi_D(P_2) - \text{tg}\,\Phi_D(P_1)} = \frac{1.00196 - 0.99911}{0.18984 - (-0.08617)} = \frac{0.00286}{0.27600} = 0.01034$$

$$\Rightarrow \quad R_0 = R(P_1) - H \cdot \text{tg}\,\Phi_D(P_1) = 0.99911 - 0.01034 \cdot (-0.08617) = 1$$

Si el lector realiza el cociente $dip/d = 0.06/5.8$ podrá comprobar que es justamente el valor de la desviación de Hering-Hillebrand H correspondiente a la distancia abática, que no es otra que la de fijación en este problema, con lo que la demostración queda completada.

3. Se ha determinado experimentalmente el horóptero longitudinal a la distancia $d = 60$ cm de un sujeto ($dip = 6.4$ cm), con el cual podemos evaluar su tipo de visión binocular. Los datos experimentales vía método nonius, se ajustan matemáticamente a la ecuación siguiente: $0.5514x^2 - 0.8097xy + 1.0013y^2 - 59.9824y - 5.6467 = 0$. Se pide:

   a) Deduce con estos datos el tipo de visión binocular del sujeto.

   b) Estima la representación gráfica de los mismos datos en el formato ($y - d$) [mm] vs. dirección visual θ [deg] en el rango $\theta = \{-8, -4, -2, 0, 2, 4, 8\}$ deg incluyendo la circunferencia de Vieth-Müller como figura teórica para ser comparada.

---

a) Ya que se parte de la ecuación de la cónica asociada al horóptero podemos, en primer lugar, asociar cada coeficiente con su valor y ecuación (ec. 9.10): $A = 0.5514$, $B = 0.8097$, $C = 1.0013$, $D = 59.9824$ y $E = 5.6467$.

Conocidas la distancia interpupilar dip y la distancia de fijación d, tenemos aparentemente que resolver un sistema sobredeterminado de 5 ecuaciones con 2 incógnitas, H y R_0, puesto que estos parámetros son los que nos servirán para evaluar el tipo de visión binocular del sujeto. Afortunadamente, el sistema de ecuaciones se resuelve fácilmente porque una de las ecuaciones, la asociada al parámetro B, no incluye una de las incógnitas, la desviación de Hering-Hillebrand H. Por tanto, sólo resta despejar correctamente el índice de aniseiconía R_0, el cual predecimos que será distinto de la unidad en este caso porque B es distinto de cero:

$$B = \frac{(d^2 + a^2)(R_0 - 1)}{ad(R_0 + 1)} \quad , \quad \text{con } a = \frac{dip}{2} \tag{9.26}$$

$$\Rightarrow \quad R_0 = \frac{d^2 + a^2 + Bad}{d^2 + a^2 - Bad} = \frac{0.6^2 + 0.032^2 + 0.8097 \cdot 0.6 \cdot 0.032}{0.6^2 + 0.032^2 - 0.8097 \cdot 0.6 \cdot 0.032} = 1.09$$

Este resultado de R_0 significa, por tanto, que el sujeto padece una aniseiconía del 9% en el ojo izquierdo ($y'_I > y'_D$), con efectos negativos tanto en la percepción del espacio (forma del horóptero) como en la sensibilidad estereoscópica.

Ahora pues, conocido el parámetro R_0, solamente resta despejar la desviación de Hering-Hillebrand H de cualquiera de las ecuaciones asociadas a los parámetros *A*, *C*, *D* y *E*. Optamos por aplicar directamente la ecuación asociada al parámetro *A*, pero recomendamos al lector que verifique el valor de *H* en las otras ecuaciones: *C*, *D* y *E*. Así pues, el valor resultante de *H* es:

$$A = 1 - \frac{Hd}{a(R_0 + 1)} \quad , \quad \text{con} \, a = \frac{dip}{2}$$

$$\Rightarrow \; H = \frac{(1-A)a(R_0+1)}{d} = \frac{(1-0.5514)\cdot 0.032 \cdot (1.09+1)}{0.6} = 0.05 \tag{9.27}$$

Este valor de *H* puede considerarse normal dado que no es negativo, lo cual significaría que el horóptero asociado a este sujeto quedaría por dentro de la CVM, que es lo que a veces pasa con sujetos estrábicos. En este caso, solamente tenemos una paciente con aniseiconía, sin heteroforias ni estrabismos.

b) Este segundo apartado es una mera comprobación de la forma del horóptero deducida del apartado anterior. Ya sabemos que el sujeto es aniseicónico ($R_0 > 1$), por lo que el horóptero se inclinará hacia el lado izquierdo en una gráfica de ejes ($y - d$) vs. θ. Por tanto, solamente proporcionaremos al lector la tabla correspondiente de datos para que él mismo los represente y compruebe la forma predicha del horóptero.

En primer lugar, tal como indica también el enunciado, vamos a adjuntar la tabla correspondiente de datos de la circunferencia de Vieth-Müller de este problema. Así, de acuerdo con las expresiones asociadas a la CVM, tenemos que la ordenada y_0 del centro y el radio *r* de la circunferencia son: $y_0 = 29.91467$ cm , $r = 30.08533$ cm. Con estos datos, los valores asignados de dirección visual ciclópea θ y la ecuación 9.6, la tabla de datos que buscamos es la siguiente:

$$\text{Para } \theta = \{-8, -4, -2, 0, 2, 4, 8\} \text{ deg}:$$

$$y_{CVM} = \frac{y_0 + \sqrt{r^2 + \left(dip/2\right)^2 \cdot tg^2\theta}}{1 + tg^2\theta} = \tag{9.28}$$

$$= \frac{29.91467 + \sqrt{(30.08533)^2 + \left(6.4/2\right)^2 \cdot tg^2\theta}}{1 + tg^2\theta}$$

TABLA 9.1
Datos sobre la desviación de la circunferencia de Vieth-Müller respecto del plano fronto-paralelo objetivo situado a 60 cm.

θ *(deg)*	*– 8*	*– 4*	*– 2*	*0*	*2*	*4*	*8*
y_{CVM} (cm)	58.84	59.11	59.93	60	59.93	59.11	58.84
$y_{CVM} - d$ (mm)	– 11.59	– 2.91	– 0.73	0	– 0.73	– 2.91	– 11.59

Ahora nos resta hacer algo parecido con los datos de la cónica asociada al horóptero empírico. Para ello, nos apoyamos primero en la ecuación de la cónica y aplicamos el cambio de variable $x = y \cdot \text{tg}\,\theta$. De esta forma, con los parámetros A, B, C, D y E conocidos, despejaremos la ordenada y del horóptero en función de la dirección visual θ. La ecuación resultante es de segundo grado, por lo que debemos decantarnos por la solución positiva:

$$Ax^2 - Bxy + Cy^2 - Dy - E = 0 \quad , \quad \text{con } x = y \cdot tg\theta$$

$$\begin{aligned} &\Rightarrow \quad A(y \cdot tg\theta)^2 - B(y \cdot tg\theta)y + Cy^2 - Dy - E = 0 \\ &\Rightarrow \quad \left(A \cdot tg^2\theta - B \cdot tg\theta + C\right)y^2 - Dy - E = 0 \end{aligned} \tag{9.29}$$

$$\Rightarrow \quad y = \frac{D + \sqrt{D^2 + 4E\left(A \cdot tg^2\theta - B \cdot tg\theta + C\right)}}{2\left(A \cdot tg^2\theta - B \cdot tg\theta + C\right)}$$

TABLA 9.2
Datos sobre la desviación del horóptero empírico longitudinal de un sujeto respecto del plano fronto-paralelo objetivo situado a 60 cm.

θ *(deg)*	*– 8*	*– 4*	*– 2*	*0*	*2*	*4*	*8*
y (cm)	53.37	56.65	58.32	60	61.70	63.41	66.86
$y - d$ (mm)	– 66.34	– 33.50	– 16.83	0	16.98	34.10	68.62

Con la gráfica resultante en la mano (fig. 9.24), el lector podrá apreciar que estos últimos datos corresponden a una curva inclinada hacia el lado izquierdo, lo cual corrobora la predicción inicial de aniseiconía ($R_0 > 1$).

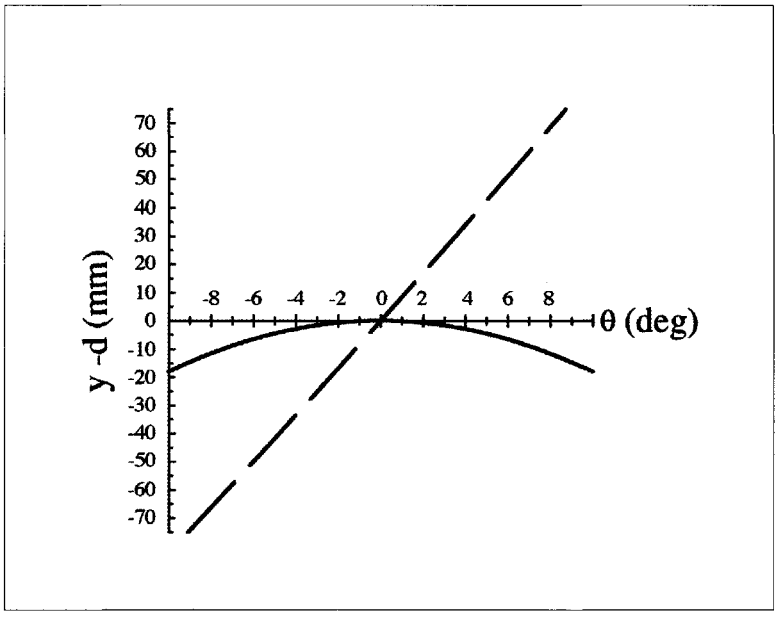


Fig. 9.24 Representación gráfica del horóptero longitudinal (línea discontinua) asociado a una persona aniseicónica ($R_0 = 1.09$) en comparación con la circunferencia de Vieth-Müller (línea continua) a la distancia de fijación de 60 cm.

10. Fusión binocular. Espacio de Panum

10.1 Fusión motora y fusión sensorial. Teorías

El problema de la fusión binocular es bien conocido desde la época de los griegos, cuando ya se conocía que las imágenes de cada ojo eran ligeramente diferentes. Sin embargo, el problema principal de la fusión binocular es comprender cómo a partir de estas dos imágenes se consigue una única visión ciclópea.

Las primeras teorías que se plantearon sostenían que la fusión se llevaba a cabo únicamente mediante movimientos fusionales que lograban hacer coincidir las imágenes retinianas (teoría de la fusión motora de Rubin y Walls). Sin embargo, esta teoría presenta el problema importante de que muy probablemente las imágenes no coincidan exactamente debido a micromovimientos, aniseiconias, etc. Es necesario que existan procesos de más alto nivel que compensen estas diferencias a partir de aspectos sensoriales. La primera teoría que plantea la fusión desde un punto de vista sensorial es la teoría de la alternancia. Según esta teoría, la información que obtenemos de nuestro entorno se obtiene alternativamente de cada uno de los ojos. Se puede hacer el símil de una película, donde los fotogramas pares corresponderían al ojo derecho y los impares al izquierdo. Esta teoría fue refutada por los estudios de Dove (1841), que comprobó que no existen procesos biológicos lo suficientemente rápidos como para producir esta alternancia ya que demostró que existe percepción estereoscópica en tiempos muy pequeños, muy por debajo de los tiempos de conmutación fisiológica.

Evidencias posteriores comprobaron que existía una base fisiológica para la fusión, ya que las experiencias de potenciales evocados (VEPs) demuestran que cuando dos estímulos coinciden en forma, posición y tamaño en ambas retinas se produce un potencial evocado, tanto mayor cuanto mayor sea la coincidencia. Sin embargo, la dificultad de estudiar estos procesos hace realmente difícil se-

digitalia
www.digitalia.us

guir adelante con una teoría fisiológica de la fusión. La existencia de ilusiones visuales binoculares demuestra que los procesos de fusión visual deben ser de alto grado.

En la actualidad, las dos principales teorías existentes, la teoría de fusión y la teoría de supresión, se basan en conceptos contradictorios entre sí. La primera establece que imágenes que caen en puntos correspondientes acceden simultáneamente al proceso superior del sistema visual y forman una impresión visual única. En la teoría de la supresión, las dos imágenes entran en un proceso de supresión alternante.

En la teoría de la fusión, debemos suponer que las imágenes que se presentan en los dos ojos son procesadas simultáneamente pero, aun suponiendo esto, queda la duda de dónde se produce la fusión y , sobre todo, qué regla de combinación entre las dos imágenes se da. Los trabajos de Hubel y Wiesel (1965) evidencian la existencia de este tipo de procesos en el córtex visual primario.

Según la teoría de la supresión, las imágenes de los dos ojos siempre están rivalizando por inhibición mutua, de forma que en cualquier lugar del campo visual, sólo se ve una de las imágenes en un momento dado.

En cualquier caso, las dos teorías coinciden en que cuando las imágenes son muy diferentes, ya sea en sus características espaciales o temporales, tienden a rivalizar entre ellas, compitiendo entre sí de forma que existe al final del proceso una dominancia de una de las imágenes sobre la otra en los procesos superiores. Este fenómeno se conoce como de rivalidad binocular.

La rivalidad binocular es explicada básicamente por las dos teorías, sin embargo, la teoría de supresión falla al considerar que existe rivalidad incluso cuando las imágenes son iguales. Las experiencias con estímulos de corta duración indican que el procesado de imágenes iguales y diferentes comienza de la misma forma, pero toma caminos diferentes. Así, cuando dos imágenes con zonas coincidentes y no coincidentes llegan a la retina, su proceso inicial es el mismo, sin embargo, las zonas coincidentes se segregan y son procesadas de forma simultánea, mientras que las que son diferentes se procesan de forma secuencial.

En la actualidad, se tiende a buscar una teoría que conjugue simultáneamente la teoría de la fusión con la de la supresión en un modelo único que tenga consideraciones espaciales y temporales.

10.2 Áreas y espacio de Panum

Cuando se determina el horóptero, en teoría, cualquier punto que caiga fuera de él se debería ver en diplopía. Sin embargo, observamos que alrededor de esta curva existe un cierto intervalo espacial en el que tenemos visión única. Podemos además comprobar de forma muy sencilla que cuando fijamos un punto, en su entorno (y antes de llegar a los puntos de diplopía homónima y heterónima) seguimos teniendo visión haplópica. Esta característica se explica de forma simple si la correspondencia retiniana no es punto a punto, sino punto a área. Así, a partir de un punto de fijación P, no es estrictamente necesario que la imagen de

P recaiga sobre el punto correspondiente de la otra retina, sino que esté dentro del área correspondiente. Estas áreas se denominan áreas de Panum y suponen la existencia de una tolerancia en los mecanismos fusionales que favorece la fusión aun cuando no exista una coincidencia total de las imágenes retinianas.

Evidentemente, el tamaño del área de Panum se corresponde con la zona del espacio alrededor del horóptero donde se tiene haplopía. Esta zona, proyección en el espacio del área de Panum se conoce como espacio de Panum (fig. 10.1).

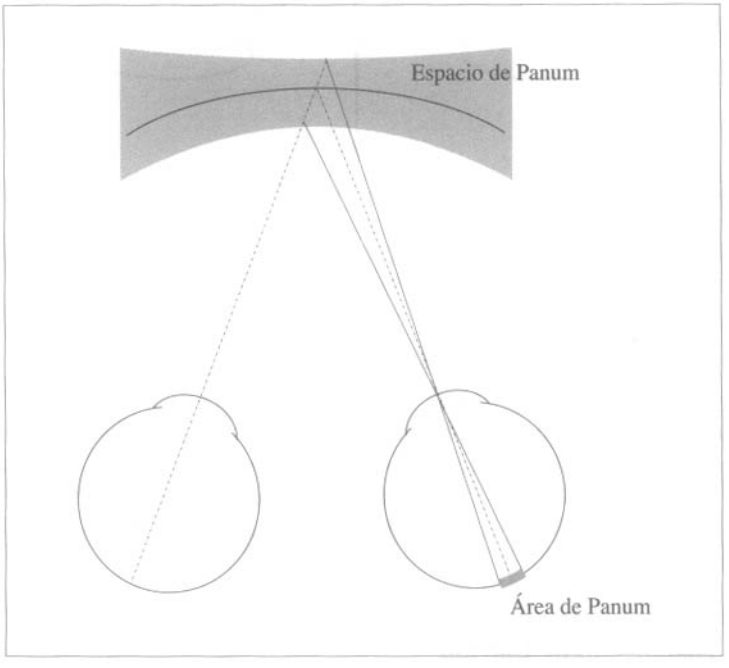


Fig. 10.1 Áreas de Panum y espacio de Panum.

El tamaño de las áreas de Panum depende de las condiciones de medida, de forma que se obtienen mayores valores si los tiempos de exposición son grandes o el control de los movimientos oculares laxo. En general, se observa que el tamaño de las áreas de Panum crece con la excentricidad (fig. 10.2), siendo en la fóvea elipses cuyo tamaño oscila entre los 9.0 x 7.5 minutos de arco (Brecher, 1942) y los 26 x 7 minutos de arco (Volkman, 1859).

digitalia
www.digitalia.us

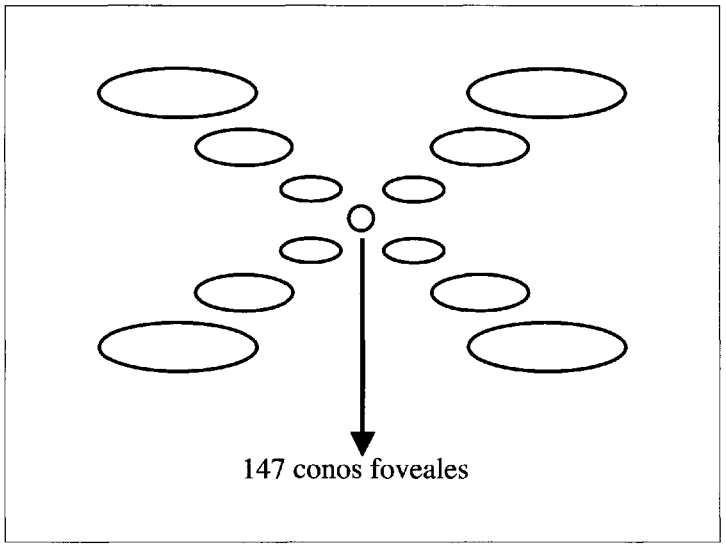


Fig.10.2 Variación de las áreas de Panum con la excentricidad retiniana.

La variación de las áreas de Panum con la excentricidad acarrea varias consecuencias en el comportamiento de varias anomalías binoculares y su tratamiento. En primer lugar, la diferencia de tamaño de las imágenes retinianas (aniseiconía) es más tolerable en la periferia que en la fóvea. Igualmente, la diplopía se notará menos en la extrafovea, por lo que la supresión en la periferia es menos probable que en la zona central del campo visual. Esto es típico en la mayoría de los estrabismos.

10.3 Disparidad de fijación

Debido a la existencia del área de Panum, es evidente que no es estrictamente necesario que los ejes visuales se crucen sobre el punto de fijación para que exista fusión. Es decir, es posible que exista una pequeña diferencia de alineación de los ejes visuales, pero que no impida la fusión. Esta diferencia se conoce como disparidad de fijación y es una característica fisiológica debida a las áreas de Panum. Tan sólo cuando la disparidad de fijación es demasiado grande se puede hablar de causas patológicas.

Para medir la disparidad de fijación el test más usado es el disparímetro de Sheedy. En este test se deben alinear dos líneas verticales móviles que se ven de forma disociada sobre un fondo que se ve binocularmente (generalmente un texto). En la fig. 10.3 podemos ver un ejemplo de este tipo de test, en el que se mediría la desalineación de los ejes en visión disociada (para lo que se haría uso de gafas rojo/verde o polarizadas).

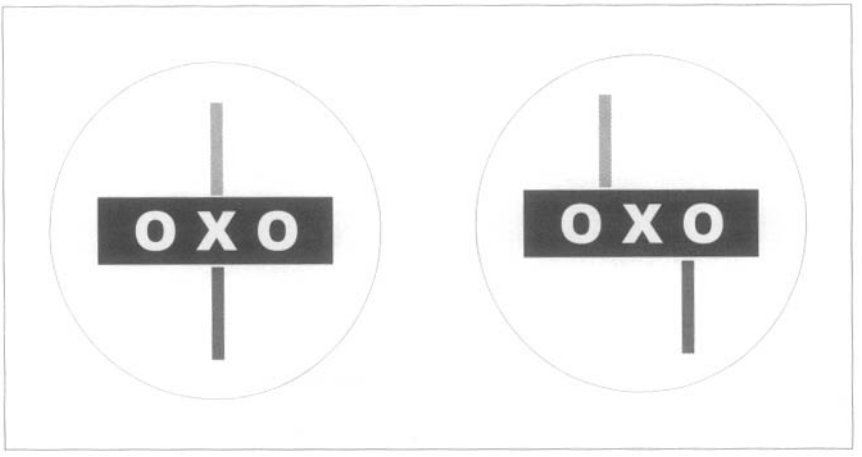


Fig. 10.3 Disparímetro de Sheedy a) aspecto del test en visión disociada con los dos segmentos alineados. b) aspecto real del test, la distancia entre los dos segmentos corresponde a la disparidad de fijación.

Este sistema de medida de la disparidad de fijación debe diferenciarse de las unidades de Mallet, tradicionalmente usadas para su medida de forma errónea. Con las unidades de Mallet, se observa un test similar al del disparímetro de Sheedy, donde las líneas ya están alineadas y no son móviles. La alineación se produce anteponiendo prismas sobre uno de los ojos. En realidad, mediante este test se está midiendo la cantidad de prisma necesaria para anular la disparidad de fijación, denominada foria asociada.

Otro método que también se utiliza es el de las post-imágenes. En este test se produce una post-imagen de un test de forma disociada. Al mirar sobre una regla graduada, las dos post-imágenes no están alineadas, pudiendo medir la diferencia espacial entre ambas.

10.3.1 *Curva de vergencias forzadas*

Ogle (1950) estudió la disparidad de fijación y comprobó que era más correcto estudiar la disparidad de fijación para diferentes excentricidades inducidas por primas. Para ello, construyó una curva en la que representaba los valores de disparidad de fijación en función de la cantidad de prisma inductor. Esta curva, denominada de vergencias forzadas, es una excelente herramienta de estudio de la visión binocular.

En la mayoría de los casos se obtuvo una curva que presentaba un centro de simetría y de la que se podía obtener una relación empírica entre la disparidad de fijación (correspondiente al valor de prisma nulo) y la foria asociada (que se correspondía con el corte en el eje de abscisas). Esta curva fue denominada como de tipo I, ya que era la más común. Ogle encontró diferentes tipos de curva que podían asociarse a diferentes problemáticas binoculares.

En general, un 46.3% de la población presentaba curvas de tipo I (fig. 10.4), con el centro de simetría en la zona de base temporal. Esta curva puede cambiar de visión de lejos a visión de cerca, aunque en un 30% no se producen cambios. En general los cambios que se daban son de pendiente o de desplazamiento.

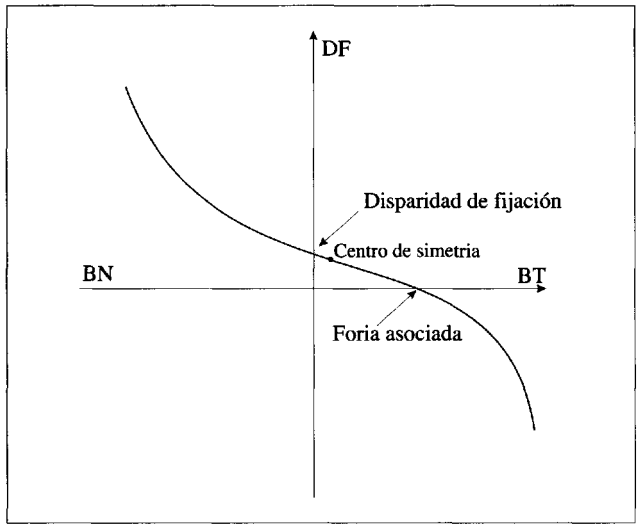


Fig. 10.4 Curva tipo I de Ogle.

Las curvas tipo II pierden la forma de sigmoide y, por tanto, la simetría. En estas curvas no es posible determinar la foria asociada en caso de endoforia. Se observa una diferencia importante entre la curva tipo II en caso de endoforia y de exoforia, tal y como muestra la fig.10.5. Se encuentran en un 17.2% de la población.

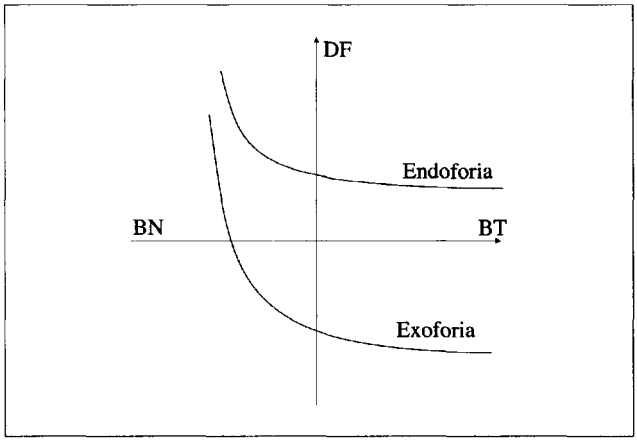


Fig. 10.5 Curvas de Ogle tipo II.

En las de tipo III (fig. 10.6) observamos un comportamiento similar a las de tipo II, pero invertido. Corresponden a un 6.8% de los casos.

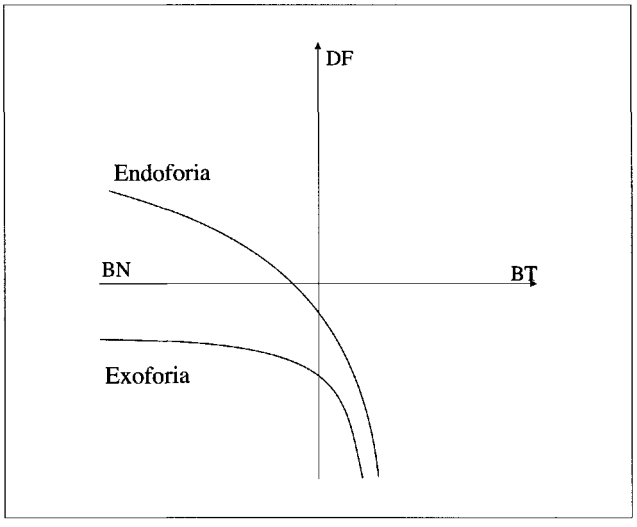


Fig. 10.6 Curvas de Ogle tipo III.

Por último, en las curvas de tipo IV (fig. 10.7), se observa que existe simetría, pero se diferencia claramente del tipo I. Se suelen asociar a problemas oculomotores y se encuentran tan sólo en un 2.3% de los casos.

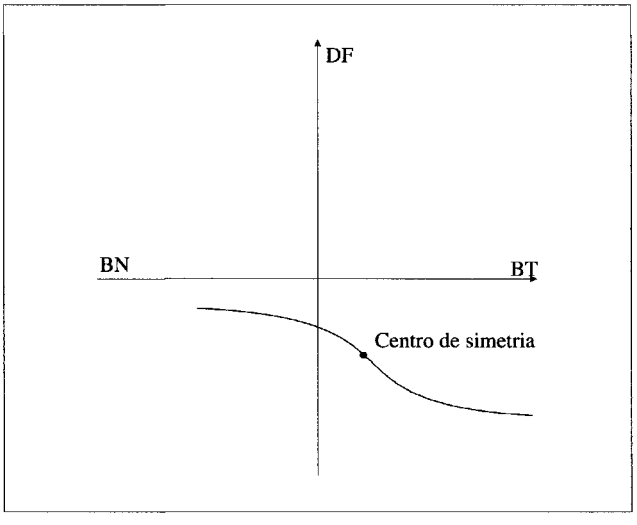


Fig. 10.7 Curvas de Ogle tipo IV.

digitalia
www.digitalia.us

Al pasar de lejos a cerca, se observa que, en algunos casos, cambia el tipo de curva, en la tabla se muestra cuál es el porcentaje de cada cambio en los diferentes tipos de curva.

Lejos	*Cerca*	%
I	II	16
I	III	18
I	IV	7
II	I	34
II	III	4
II	IV	9
III	I	4
III	II	2
III	IV	2
IV	I	2
IV	II	0
IV	III	2

11. Rivalidad y supresión

11.1 Fenómenos básicos de rivalidad y supresión

Cuando regiones correspondientes de las retinas son estimuladas por imágenes diferentes, no se produce la fusión de las dos imágenes, sino una rivalidad entre los estímulos que percibe cada ojo. Esta alternancia perceptual entre estímulos no fusionables se conoce como rivalidad binocular. De los dos estímulos en competencia, en cada momento uno será visto (estímulo dominante) y el otro suprimido (estímulo suprimido). Cuando la rivalidad es estable hablaremos de supresión (también se pude definir la rivalidad como una supresión alternante).

Cuando los estímulos son pequeños, la rivalidad da lugar a una supresión exclusiva, es decir, sólo se ve uno de los estímulos en un momento dado, mientras que si el estímulo es grande, la supresión es en mosaico, de forma que las áreas espaciales de dominancia difieren y fluctúan con el tiempo. La fig. 11.1 muestra un ejemplo de este tipo de estímulos.

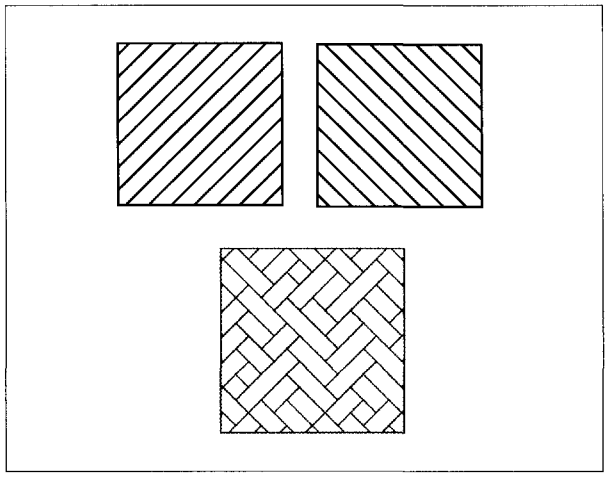


Fig. 11.1 Estímulo de rivalidad en mosaico.

Otros tipos de rivalidad indican la dominancia de los estímulos definidos sobre los campos uniformes. Por ejemplo, en la fig. 11.2, se puede observar cómo un pequeño círculo negro, presentado contra uno mayor sigue siendo visible de forma clara. De hecho, se produce un proceso de supresión en el borde del círculo pequeño, de forma que este permanece claramente visible. Este mismo proceso se produce si se muestran dos imágenes de una barra horizontal y otra vertical (fig. 11.3).

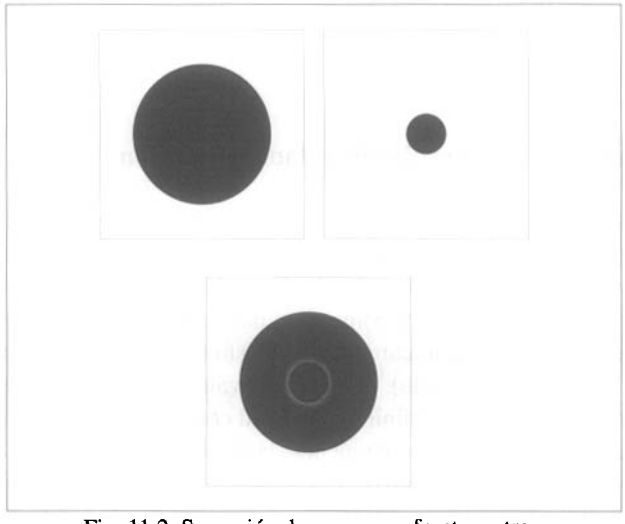


Fig. 11.2 Supresión de un campo frente a otro.

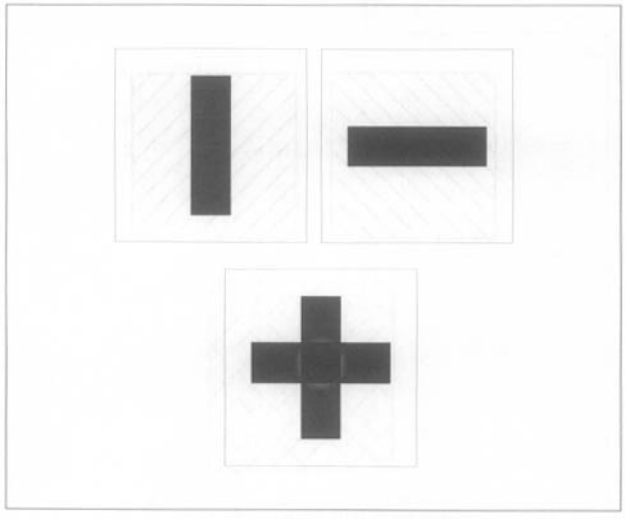


Fig. 11.3 Supresión de contornos.

El estudio de la rivalidad es de gran importancia para comprender los procesos de detección de direcciones y profundidad, ya que la fusión de dos imágenes está directamente relacionada con estos procesos (Howard y Rogers, 1995: 313).

11.1.1 *Diferencias interoculares en contraste y luminancia*

Diferentes experiencias como la de Bosink et al. (1993) indican la mayor capacidad de producir rivalidad cuando el contraste luminoso de un objeto es mayor. De hecho, cuanto mayor sea la intensidad de la imagen, la duración de una posible supresión por otra es menor.

11.1.2 *Dominancia de campos homogéneos*

Es generalmente aceptado que un campo plano no produce rivalidad frente a un estímulo determinado. Sin embargo, cuando cerramos un ojo, se puede producir supresión en la imagen del otro ojo si se presenta una textura importante. Se ha podido comprobar que en personas con visión monocular, este efecto no se da , lo que implica que el fenómeno se produce cuando interactúan las informaciones de los dos ojos, considerando el ojo cerrado como un campo homogéneo oscuro.

11.1.3 *Velocidad relativa de los estímulos*

Si un estímulo se presenta en movimiento en uno de los ojos, es dominante frente a otro que esté estacionario (Breese, 1899). La duración de la dominancia aumenta con la velocidad, tal y como demostró Wade et al.(1984).

11.2 Teorías de rivalidad

Desde que Wheastone en 1838 formuló la relación directa entre disparidad binocular y percepción de profundidad, se ha intentado relacionar siempre la disparidad con la fusión, existiendo hasta el momento cuatro grandes teorías:

11.2.1 *La teoría mental*

Esta teoría, formulada por Helmhlotz en 1866 estaba en contra de que la fusión se produce en una etapa muy temprana del proceso visual. Para ello argumentaba que, cuando se presenta un campo blanco en un ojo y otro negro en el otro, no se percibe un campo gris, como la teoría de fusión predeciría. Según él, esto implicaría que la fusión sólo ocurre como acto mental cuando los dos objetos son comparados y se comprueba su similitud. Además, consideraba que el hecho

digitalia
www.digitalia.us

de que los objetos vistos en diplopía fuera del horóptero no se tuvieran en cuenta era debido a que es necesario un esfuerzo de atención para verlos. Esta teoría fue avalada por Sherrington, que, mediante experiencias de estímulos parpadeantes, llegó a la conclusión de que no había base fisiológica para la fusión.

11.2.2 *La teoría de supresión*

Según esta teoría, la visión binocular es una derivación de la interacción binocular de rivalidad. Las posiciones espaciales, es decir, la disparidad, se computan por comparación secuencial de escenas. La rivalidad se produciría incluso cuando los estímulos fueran iguales. Los resultados experimentales muestran que no se produce supresión cuando las imágenes son iguales o similares, sin embargo, esto no quita que, fisiológicamente, exista un proceso de supresión, ya que la existencia de células inhibitorias en los procesos de fusión dan una señal cuando las imágenes son iguales. Además, esta actuación de las células inhibitorias es la misma cuando las imágenes son iguales o diferentes.

11.2.3 *Teoría de los dos canales*

Según esta teoría, la rivalidad y la fusión son procesos que ocurren en diferentes canales neuronales. Así, un estímulo disociado dará lugar a los dos procesos, de forma que imágenes similares producirán procesos de supresión alternante en uno de los canales y en el otro, el de fusión, de detección de disparidades binoculares. Según esta teoría, estos procesos pueden coexistir en el mismo lugar del campo visual y ser evocados por el mismo estímulo simultáneamente.

11.2.4 *Teoría de la respuesta dual*

Esta teoría argumenta que la supresión alternante es un mecanismo grosero que aparece cuando las imágenes son diferentes. Sin embargo, si son iguales, se produce el fenómeno de la fusión que da lugar a la detección de disparidad. En este caso, rivalidad y fusión serían distintos modos de procesado de los mismos circuitos neuronales, de forma que pueden actuar simultáneamente en diferentes localizaciones del campo visual pero no a la vez en el mismo punto. Esta teoría ha recibido el apoyo experimental de numerosos trabajos como los de Blake and O'Shea (1986), Timney et al. (1989) o Harrad et al. (1994) y parece ser la más adecuada para explicar hoy en día la relación entre fusión y rivalidad. Sin embargo, no puede descartarse que se puedan dar procesos simultáneos de rivalidad y fusión en la misma localización espacial si los estímulos son puramente cromáticos.

11.3 Control voluntario de la rivalidad

Algunos investigadores han indicado la posibilidad de que la rivalidad pueda ser afectada de forma volitiva. Por ejemplo, Breese (1899) comprobó que la duración de la supresión se podía modificar de forma conveniente por los movimientos oculares, produciéndose por tanto un control volitivo de la rivalidad.

Otras experiencias han intentado comprobar la influencia del conocimiento en la rivalidad, presentado por ejemplo de forma disociada la palabra *wine* y *nine*. Si a este estímulo de rivalidad se le añade *red*, tendríamos dos frases que en un caso tiene significado (*red wine*, 'vino tinto') y en otro no (*red nine*, 'nueve rojo'). En esta experiencia, el observador tendía a reconocer más veces la frase con sentido que la otra, aunque este resultado no puede interpretarse como una interacción entre la habilidad semántica y la rivalidad binocular. Otras experiencias donde se presentaban caras en posiciones directa e invertida, indican también que la mayoría de reconocimientos se producen en la posición directa. Sin embargo, no se tenía control sobre qué zonas se veían con una dominancia u otra. Un ejemplo de este tipo de rivalidad es la imagen del dálmata de la fig.11.4, donde los procesos de búsqueda local y global y de rivalidad retiniana entran en conflicto.

Fig. 11.4 Figura ambigua de un dálmata.

11.4 Escalas clínicas de supresión binocular anormal

Si bien es muy complejo medir la supresión, se han diseñado una serie de tests que pretenden escalar la severidad de la supresión binocular anormal. Estos tests no presentan base fisiológica y son usados de forma orientativa.

Por ejemplo, el test de Grolman se basa en dos imágenes que se ven de forma disociada (figura 11.5)

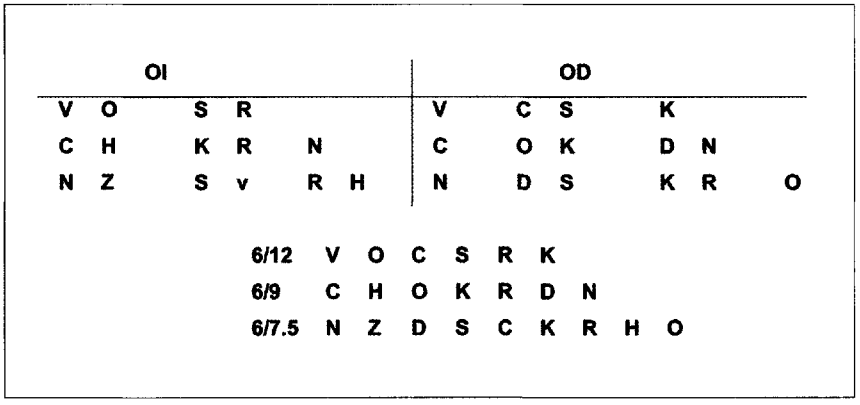


Fig. 11.5 Test de Grolman.

Si un observador no ve en visión disociada la imagen inferior y falla alguna letra, hablaremos de supresión anormal. Por ejemplo, si falla en la visión de la letra H de la segunda línea del ojo izquierdo, tendremos una supresión 6/9 en OI.

Otro tests sencillos para medir el grado de supresión son los basados en la lámpara de Worth (Steinman, Steinman, Garzia, 2000: 140), con el que se puede estimar el tamaño del escotoma central, y, en las lentes de Bagolini (Steinman, Steinman, Garzia, 2000: 146), con las que podemos con la ayuda de una cuña de filtros grises estimar el grado o profundidad de la supresión

12. *Anisometropía y aniseiconía*

12.1 Introducción

Si bien los conceptos de anisometropía y aniseiconía son confundidos en muchas ocasiones, es evidente que aunque pueda existir relación entre ellos, los conceptos que definen son bien diferentes. Mientras que la anisometropía se refiere a la diferencia de estado refractivo entre los dos ojos, la aniseiconía viene definida por la diferencia en el tamaño de las imágenes retinianas o percibidas. A partir de esta definición, la lógica impone que toda anisometropía debe ocasionar una aniseiconía, mientras que pueden existir aniseiconías que tengan un origen no refractivo, sino neuronal e incluso otras que deriven de una isometropía. La relación es, por tanto, no biunívoca y no se pueden equiparar ambos conceptos.

El estudio de ambos conceptos es, fundamentalmente, un problema de Óptica Fisiológica adaptado a la visión binocular, al estudiar la comparación entre el tamaño de las imágenes retinianas de los dos ojos.

12.2 Anisometropía

Podemos definir la anisometropía como «la diferencia en el estado refractivo de los dos ojos». En general, los dos ojos tienden a tener un estado refractivo similar, dentro de unos márgenes de tolerancia próximos a la media dioptría (aunque en el caso del astigmatismo, los ejes cilíndricos no suelen coincidir, sino ser simétricos).

La existencia de un diferente estado refractivo en cada uno de los ojos ocasionará, necesariamente, que el tamaño de las imágenes retinianas sea diferente y, por tanto, que puedan existir problemas fusionales que impidan la correcta visión binocular.

Es por ello de gran importancia a la hora de realizar una prescripción tener en cuenta la contribución de las diferencias entre cada uno de los ojos, ya que los efectos que obtendremos serán fundamentalmente tres:

12.2.1 *Efectos prismáticos asimétricos*

La ley de Prentice (§ 7.1.2) establece que el efecto prismático de una lente se calcula a partir de la desviación en centímetros del centro óptico de la lente. Suponiendo un sujeto que lee por un punto situado a *d* centímetros del centro, en un isométrope, los efectos prismáticos verticales serán iguales, mientras que en un anisométrope existirá un desequilibrio prismático vertical que vendrá dado por la expresión:

$$\Delta P = d\Delta P'_f \qquad (12.1)$$

donde $\Delta P'_f$ es la variación de potencia entre los dos ojos. Estos efectos prismáticos verticales son difíciles de compensar por los movimientos oculares cuando son superiores a las 2Δ. Por la expresión anterior, si suponemos que el punto de lectura está a 12 mm del centro de la lente (que se supone coincide con el centro pupilar en un buen montaje), encontraremos desequilibrios que den lugar a problemas a partir de las 2 D de diferencia entre los dos ojos.

12.2.2 *Anisoacomodación*

Definimos la anisoacomodación como la acomodación asimétrica entre los dos ojos. A partir de las expresiones conocidas de la acomodación de un ojo compensado, sabemos que ésta puede variar de forma importante, llegando las diferencias a las 0.25 D de diferencia de demanda por cada 3 D de diferencia. En estos casos de demanda asimétrica se rompe la relación entre C/A, generando problemas vergenciales y oculomotores.

12.2.3 *Diferencia de tamaño entre las imágenes retinianas*

Para estudiar la importancia de las diferentes contribuciones haremos un análisis suponiendo que las diferencias se ocasionan por causas puramente axiales (anisometropía axial) o puramente refractivas (anisometropía refractiva). En principio un porcentaje muy alto de las anisometropías son axiales (como la mayoría de las ametropías miópicas en nuestra sociedad), mientras que, en menor medida, son refractivas (casi siempre relacionadas con ametropías hipermetrópicas). Las variaciones debidas a las diferencias de potencia corneal apenas llegan a las 0.5 D en promedio y a la 1D en el caso del cristalino.

Para estudiar los dos posibles casos, consideraremos la influencia que tiene la anisometropía en cada caso en el tamaño de las imágenes retinianas. Si llamamos y'_d a la imagen del ojo derecho y y'_i a la del ojo izquierdo, la diferencia relativa (con respecto al ojo emétrope, en tanto por ciento) entre las dos será:

$$\Delta y' = 100\frac{y'_i - y'_d}{y_0} \tag{12.2}$$

donde y_0 es el tamaño de la imagen retiniana en un ojo emétrope. Para calcularlo basta recordar que se puede obtener a partir del aumento relativo de la compensación (ARC), definido como el cociente entre el tamaño de la imagen retiniana en un ojo amétrope compensado y el tamaño de la imagen retiniana en un ojo emétrope, es decir:

$$ARC = \frac{y'_{\text{ojo amétrope compensado}}}{y'_0} \tag{12.3}$$

De esta definición es fácil derivar que es equivalente a :

$$ARC = \frac{P_0}{P^*} \tag{12.4}$$

siendo P_0 la potencia del ojo emétrope y P^* la potencia del sistema ojo amétrope + lente compensadora.

En el caso de un ojo con ametropía axial, la potencia P es la del ojo teórico, por lo que P* quedará:

$$P^* = P'_f + P_0 - \delta P'_f P_0 \tag{12.5}$$

Teniendo en cuenta la anterior expresión, la ARC se puede expresar como:

$$ARC = \frac{P_0}{P_0 + (1 - \delta P_0)P'_f} \tag{12.6}$$

Si referimos la distancia a la que se encuentra el vértice posterior de la lente a la posición del punto focal objeto del ojo (F_0), tendremos que ésta será:

$$x = -f_0 - \delta = \frac{1}{P_0} - \delta = \frac{1 - \delta P_0}{P_0} \tag{12.7}$$

por lo que la ARC quedará:

$$ARC = \frac{1}{1 + xP'_f} \tag{12.8}$$

si tenemos en cuenta que x es una distancia expresada en milímetros, es de suponer que el producto xP'_f sea muy pequeño, por lo que podremos aproximarlo a:

$$ARC = 1 - xP'_f \tag{12.9}$$

El tamaño de las imágenes retinianas será:

$$y'_i = ARCy_0 = (1 - xP'_{fd})\, y_0 \tag{12.10}$$
$$y'_d = ARCy_0 = (1 - xP'_{fi})\, y_0 \tag{12.11}$$

con lo que la diferencia relativa entre el tamaño de las imágenes será:

$$\Delta y'_{axial}(\%) = 0.1x(P'_{fd} - P'_{fi}) = 0.1x\Delta P'_f \tag{12.12}$$

Es decir, observamos en este caso que la diferencia de tamaño entre las imágenes retinianas depende de la diferencia de potencia de la lente compensadora, tal y como cabía esperar; y de la posición de la lente compensadora respecto del punto focal objeto del ojo. Sin embargo, observemos que si x=0, es decir, la lente se coloca coincidiendo con el punto focal objeto del ojo (situado aproximadamente a 16 mm), el valor de $\Delta y'$ es nulo, es decir, para cualquier valor de anisometropía, las dos imágenes retinianas son iguales, desapareciendo la aniseiconía inducida por la anisometropía. Este resultado, conocido como ley de Knapp (Steinman, Steinman, Garzia, 2000: 108; Viqueira, Martínez-Verdú, de Fez, 2004: 307) es de suma importancia para el control de la anisometropía axial, ya que nos permite compensarla sin más que colocar la lente más alejada de su posición inicial.

En el caso de una anisometropía refractiva, el resultado sería:

$$\Delta y'_{refractiva}(\%) = 0.1\delta\Delta P \tag{12.13}$$

En este caso vemos que depende del valor de la diferencia de potencia entre los dos ojos y de la distancia al vértice δ. Si queremos anular el valor de $\Delta y'$, la única opción disponible es hacer uso de una compensación con lentes de contacto, donde δ=0.

Así, la compensación de una anisometropía con componentes puramente axiales o refractivos es relativamente sencilla y contrasta con la regla general de poner la media de la compensación en ambos ojos. Esta costumbre, muy extendida, es evidentemente un despropósito, ya que sólo conseguiremos tener una mala agudeza visual en ambos ojos e inducir una aniseiconía sobre imágenes desenfocadas, disminuyendo por tanto la calidad de la visión binocular o incluso anulándola. El procedimiento a seguir será siempre deducir las componentes de

la anisometropía en primer lugar, mediante comparación de refracción subjetiva y queratometría. Si la anisometropía es fundamentalmente axial, el mejor sistema de compensación será el uso de lentes oftálmicas colocadas ligeramente más atrasadas (hasta coincidir con el punto focal objeto del ojo) que su posición habitual. Si la anisometropía es fundamentalmente refractiva, la mejor solución será el uso de lentes de contacto.

12.2.4 *Un caso particular de anisometropía: la afaquia unilateral*

El caso más extremo que se puede considerar de anisometropía es la afaquia unilateral. Recordemos que la desaparición del cristalino en el ojo afáquico provoca un desequilibrio cercano a las 14 D. Aunque hoy en día el ojo afáquico (ya sea causado por extracción del cristalino, por cataratas o por algún traumatismo) se suele intervenir quirúrgicamente para implantar una lente intraocular (LIO), durante mucho tiempo la única solución a este tipo de problema era el uso de lentes oftálmicas o lentes de contacto. Sin embargo, el uso de este tipo de compensaciones provocaba alteraciones importantes de la visión binocular, producidas por la aniseiconía no corregida. Para poder evaluar su importancia en este tipo de compensaciones, basta con calcular el aumento de tamaño, causado por la compensación de la imagen retiniana en % respecto del ojo emétrope. Tal y como vemos en la fig. 12.1, en la que se representa este aumento en función de la ametropía previa, las lentes oftálmicas provocan aumentos en una banda del 20 al 50%, muy superiores al 2% tolerable por el sistema visual. Las lentes de contacto producen también importantes aumentos, pero en el caso particular de sujetos que, previamente a la extracción del cristalino, fuesen hipermétropes altos se observa que los resultados son tolerables.

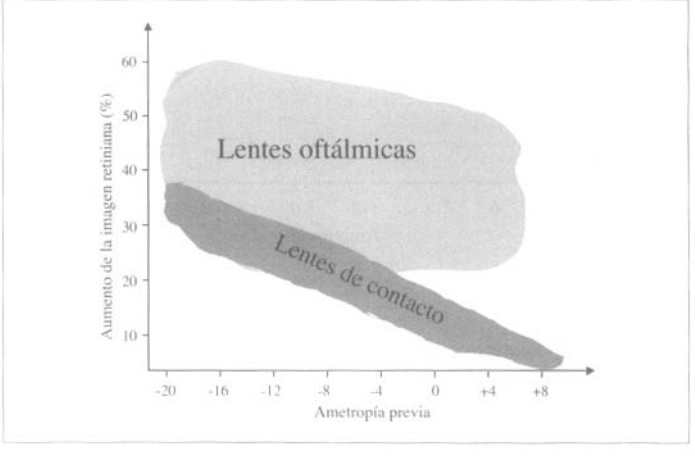


Fig. 12.1 Aumento relativo de la compensación tras una afaquia unilateral usando lentes oftálmicas o lentes de contacto.

Con la introducción de las técnicas de cirugía ocular, la implantación de LIO se ha confirmado como la técnica más efectiva de resolución de la afaquia. Sin embargo, las diferentes opciones posibles de implantación de LIO se han revelado como extremadamente sensibles a la aniseiconía. Así, la primera opción que se consideró era aprovechar la implantación de la LIO para dejar al sujeto emétrope, es decir, calcular la LIO para que el ojo resultante (ojo afáquico+LIO) fuera emétrope. Sin embargo, esta solución daba lugar a importantes problemas binoculares. Si se calcula el aumento relativo de la compensación introducido por la LIO, observamos que en este caso puede ser casi del 20%,dependiendo de la ametropía inicial del sujeto, claramente intolerable. La segunda opción que se probó fue implantar una LIO que dejara el ojo tal y como era antes de la extracción del cristalino, es decir, con la misma ametropía. En este caso, la aniseiconía resultante era del orden del 4-5%, también superior a lo aceptable.

Si buscamos una opción a la inversa, es decir, qué valor de lente debemos elegir para minimizar la aniseiconía y dejarla en un margen de ±1%, comprobamos que el sujeto debe quedarse ligeramente miópico, en el rango de las dos dioptrías, tal y como se ve en la fig. 12.2.

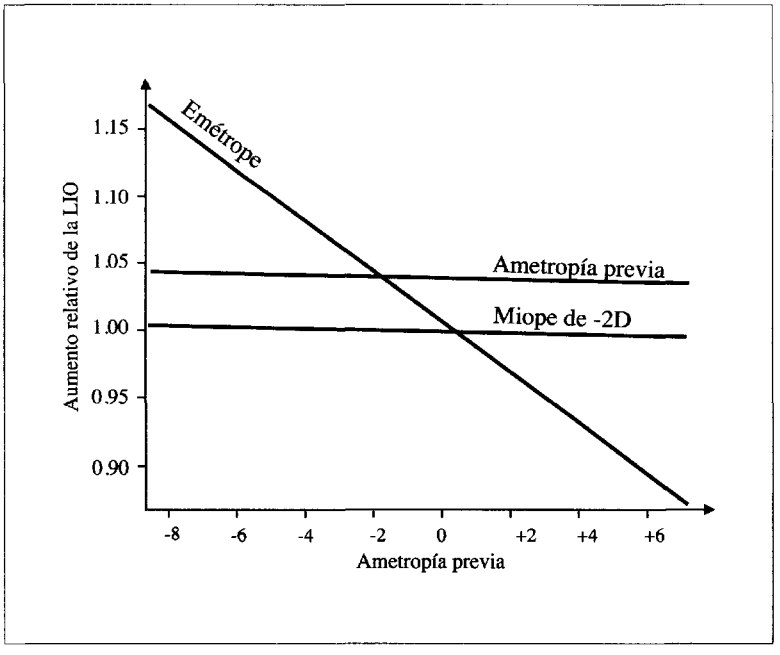


Fig. 12.2 Aumento relativo de la LIO implantada tras una afaquia unilateral según la ametropía residual.

12.3 Aniseiconía

Podemos definir la aniseiconía como la diferencia de tamaño de las imágenes retinianas o percibidas. Es evidente que, generalmente, una anisometropía dará lugar a una aniseiconía, pero ésta no tiene por qué estar causada por aquella. Así, podemos encontrarnos casos de isometropía (incluso emetrópica), donde la combinación de potencia de la córnea, cristalino y longitud axial puede dar la potencia del ojo emétrope pero valores variables de aumento lateral.

También se pueden dar causas neuronales, como por ejemplo, un muestreo diferente en cada retina para una misma imagen puede dar lugar a una interpretación de diferencia de tamaño de la imagen retiniana.

12.3.1 *Clasificación de la aniseiconía*

En general consideraremos dos tipos de aniseiconía:

a) Irregular: que se produce cuando una de las imágenes presenta diferentes aumentos en diferentes direcciones del espacio.

b) Regular: cuando los aumentos se presentan en dos direcciones ortogonales. Este tipo de aniseiconía es el más común y se suele subclasificar en cuatro tipos: horizontal, vertical, total y oblicua.

   a. Horizontal: los aumentos sólo se dan en la dirección horizontal.
   b. Vertical: los aumentos sólo se dan en la dirección vertical.
   c. Total (u *overall*): se dan aumentos tanto en la dirección vertical como en la horizontal.
   d. Oblicua: similar a la total, pero en direcciones que no coincidan con las de 0 y 90°.

El aumento producido en la imagen retiniana a consecuencia de una aniseiconía hará que la imagen de un círculo degenere en una elipse, que se conoce como elipse aniseicónica. En la fig. 12.3 se pueden ver los diferentes casos de aniseiconia, comparando la imagen correcta, un círculo, con la generada por la aniseiconía (elipse aniseicónica).

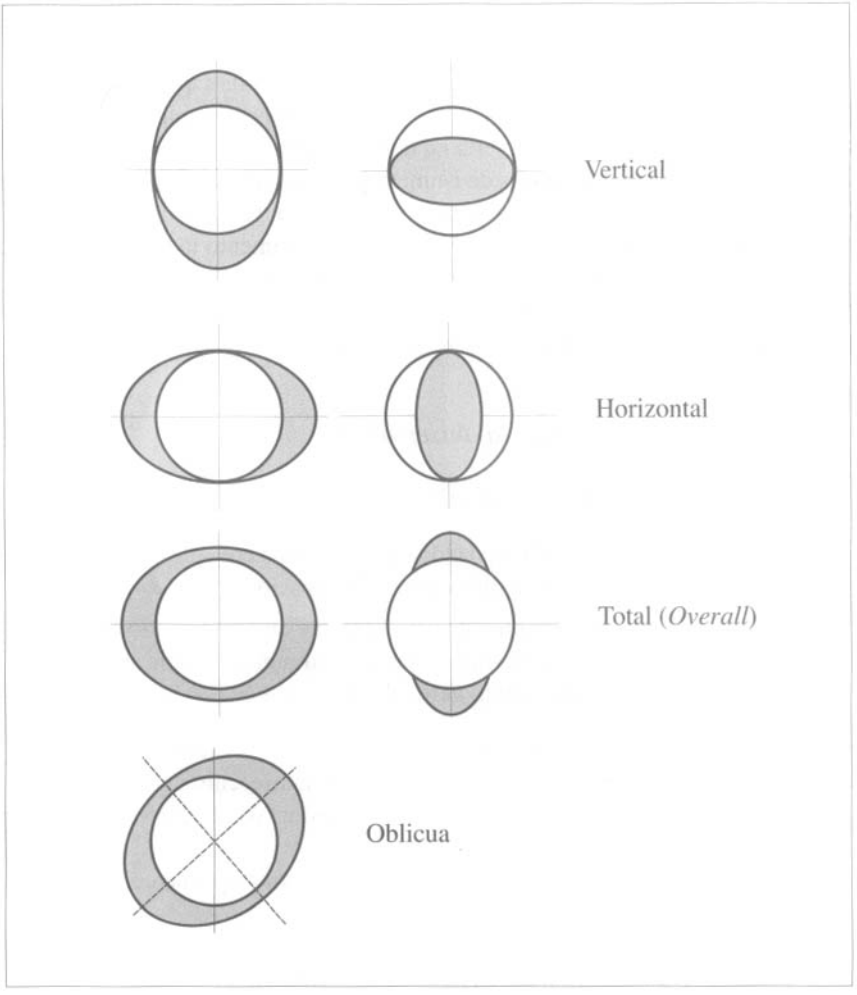


Fig. 12.3 Tipos de Aniseiconía.

12.3.2 *Eiconometría*

Sin duda, uno de los principales problemas que plantea la detección de la aniseiconía es su medida. Se puede hacer uso de tres métodos para la determinación del tipo de aniseiconía y su valor:

a) Comparación directa del tamaño de los objetos vistos independientemente por cada uno de los ojos.

b) Determinación de los movimientos fusionales inducidos por prismas.

c) Localización espacial estereoscópica.

Generalmente, se hace uso siempre del primer método por su simplicidad y comodidad y porque permite una cuantificación del valor de la aniseiconía. Sin embargo, también se puede hacer uso del método c) en los denominados eiconómetros espaciales, que sólo permiten una medida cualitativa de la aniseiconía.

Eiconómetros de comparación directa

El sistema más simple consiste en un test formado por 8 flechas que son vistas con unas gafas rojas, verdes o polarizadas, viéndose 4 de ellas con un ojo y cuatro con el otro. Una vez igualadas, dependiendo del resultado final es fácil clasificar la aniseconia y obtener su valor, siempre y cuando sea horizontal o vertical (fig. 12.4).

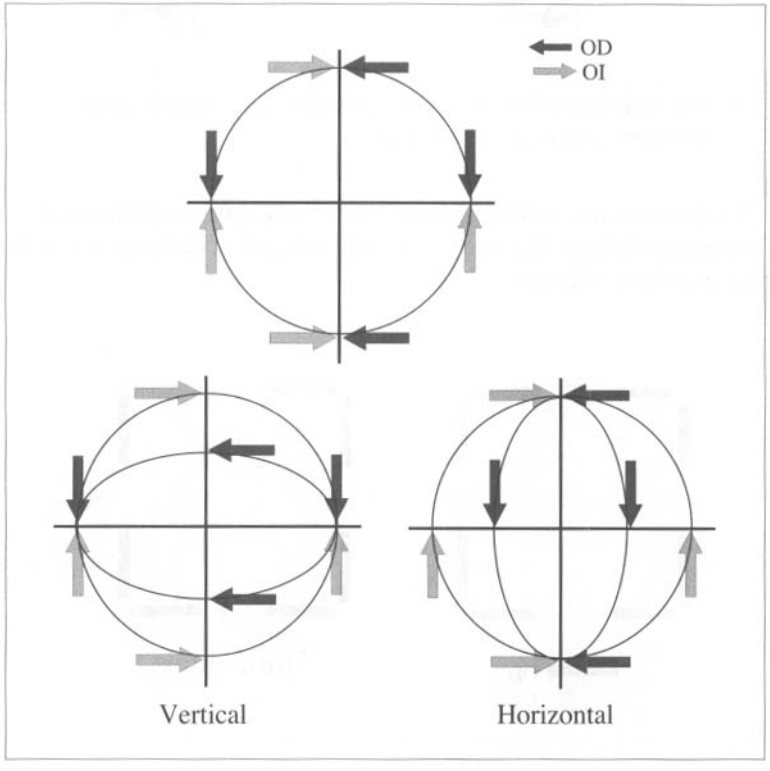


Fig. 12.4 Tipos de aniseiconía en un eiconómetro de comparación directa.

En el caso de aniseiconías totales u oblicuas, es imposible clasificar correctamente mediante este eicónometro, ya que los cuatro puntos que se determinan no definen una elipse. Tal y como podemos ver en la fig. 12.5, se puede dar tanto una, como otra con la misma disposición de las flechas.

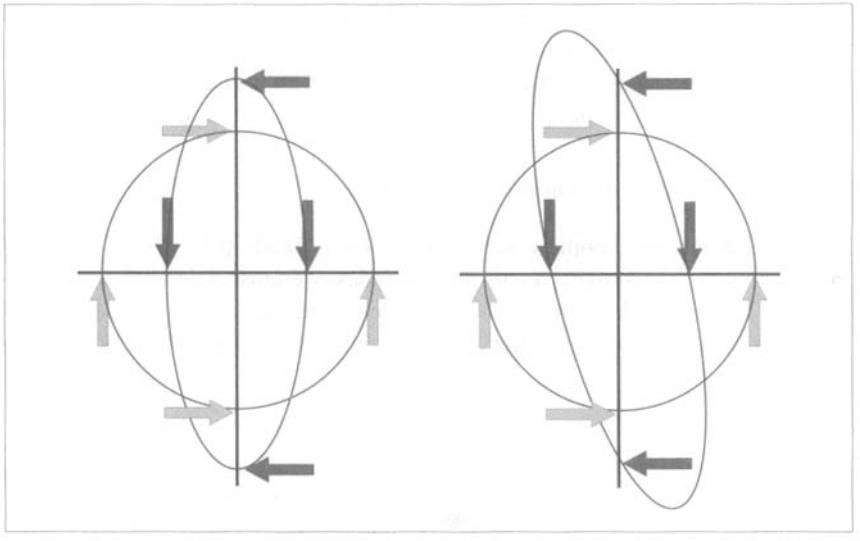


Fig. 12.5 Imposibilidad de diferenciar entre una aniseiconía vertical y otra oblicua en un eiconómetro de comparación directa.

Un eiconómetro similar al descrito, pero también de comparación directa es el eicónometro de Amis (fig. 12.6), en el que en lugar de flechas se usan círculos y líneas que deben alinearse.

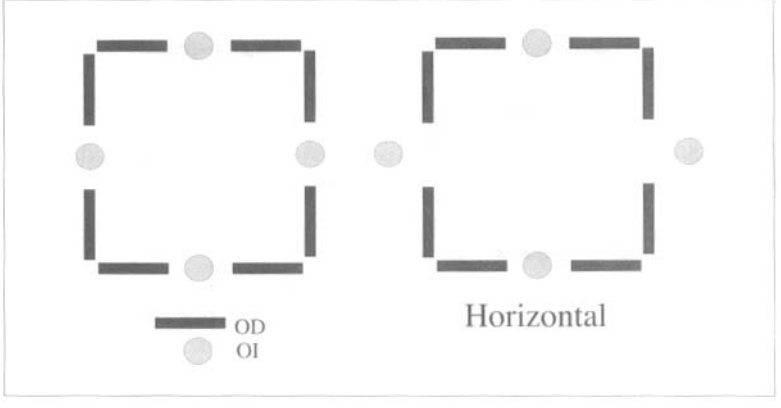


Fig. 12.6 Eiconómetro de Amis.

Eiconómetro espacial

Se basa en la localización estereoscópica. Consiste en cuatro barras verticales, colocadas en dos planos fronto-paralelos completados con una cruz oblicua situada a media distancia. Según la figura observada se pueden clasificar los distintos tipos de aniseconia, diferenciando entre oblicua y total (fig. 12.7).

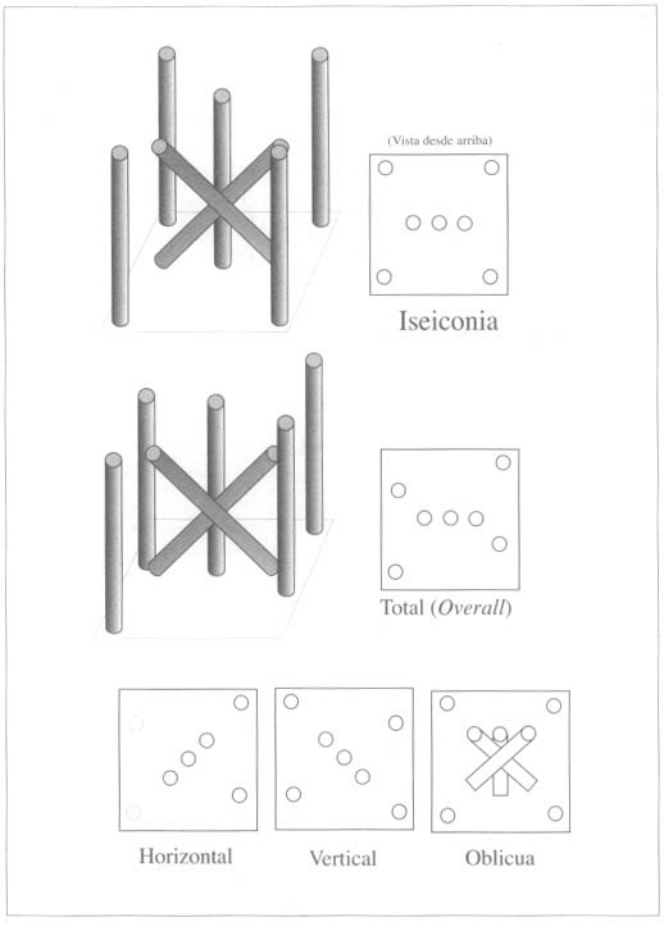


Fig. 12.7 Resultados de un eiconómetro espacial.

12.3.3 *Cálculo de la elipse aniseicónica*

Con los eiconómetros de comparación directa y espacial se pueden obtener como datos el aumento en la dirección horizontal (h, en %), el aumento en la dirección vertical (v, en %) y la declinación vertical δ_v. Para poder obtener los parámetros de la elipse aniseicónica, a, b y θ es preciso transformar los datos iniciales.

Para ello, consideremos el aumento dado por la elipse aniseicónica: a partir de puntos de un círculo (P y Q), situados sobre los ejes horizontal y vertical, obtendremos en el otro ojo los que se corresponden con la elipse, P' y Q', situados sobre los ejes H' y V', que en principio pueden tener una declinación, distinta en la dirección horizontal (δ_H) y vertical (δ_v).

Si queremos comprobar ese aumento a qué corresponde en las direcciones principales de la elipse, basta con comprobar a partir de la fig. 12.8 que en la

dirección B el segmento OR (proyección del punto Q sobre B) se ha transformado en el otro ojo en el segmento OS (proyección del punto Q' sobre B). En la dirección A el segmento QR se ha transformado en el otro ojo en el segmento Q'S. A partir de estos datos, podemos definir los aumentos en la dirección A y B (en tanto por uno) como:

$$A = \frac{Q'S}{QS} \qquad B = \frac{OS}{OR} \tag{12.14}$$

si consideramos el aumento en la dirección V, será:

$$M_V = \frac{OQ'}{OQ} \tag{12.15}$$

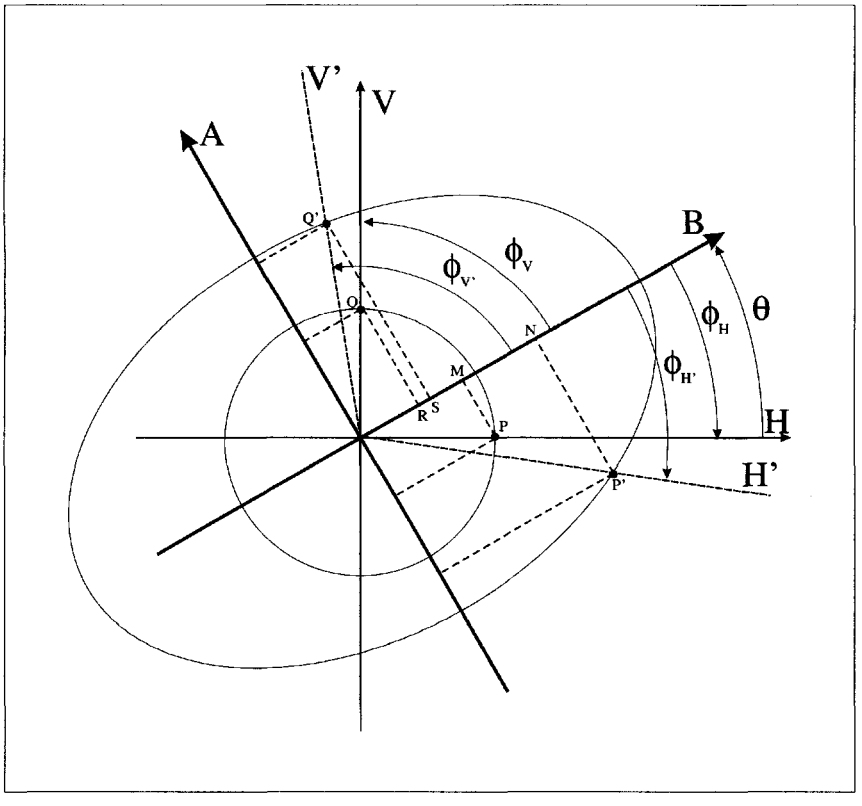


Fig. 12.8 Determinación de los parámetros de la elipse aniseicónica.

Si nos fijamos en el triángulo ORQ, el segmento OQ se puede relacionar con OR a través del coseno del ángulo ϕ_v a través de la relación:

$$OS=OQ' \cos\phi_{v'} \tag{12.16}$$

Análogamente, en el triángulo OSQ' tendremos

$$OS=OQ' \cos\phi_{v'} \tag{12.17}$$

Sustituyendo en la expresión de M_v, y sustiuyendo tendremos:

$$M_v = B\frac{\cos\phi_V}{\cos\phi_{V'}} \tag{12.18}$$

que se puede expresar como:

$$M_v \cos\phi_{V'}=B\cos\phi_V \tag{12.19}$$

Elevando al cuadrado tendremos:

$$M_v^2 \cos^2\phi_{V'}=B^2\cos^2\phi_V \tag{12.20}$$

Si repetimos el cálculo pero con el seno del ángulo obtendremos una expresión análoga que, elevando al cuadrado quedará:

$$M_v^2 \operatorname{sen}^2\phi_{V'}=A^2\operatorname{sen}^2\phi_V \tag{12.21}$$

Si estas dos últimas expresiones se suman, quedará

$$M_v^2 \operatorname{sen}^2\phi_{V'}+M_v^2\cos^2\phi_{V'}=A^2\operatorname{sen}^2\phi_V+B^2\cos^2\phi_V \tag{12.22}$$

$$M_v^2(\operatorname{sen}^2\phi_{V'}+\cos^2\phi_{V'})=M_v^2=A^2\operatorname{sen}^2\phi_V+B^2\cos^2\phi_V \tag{12.23}$$

Si expresamos los aumentos en tanto por cien (h,v,a,b), tendremos que la relación entre el aumento en tanto por uno y en tanto por cien es:

$$M_v=1+0.01\ v \tag{12.24}$$

$$A=1+0.01\ a \tag{12.25}$$

$$B=1+0.01\ b \tag{12.26}$$

Sustituyendo tendremos:

$$(1+0.01\ v)^2 = (1+0.01\ a)^2\ \text{sen}^2\ \phi_V + (1+0.01\ b)^2\ \cos^2\ \phi_V \qquad (12.27)$$

Si desarrollamos los binomios, y aproximamos de la forma:

$$(1 + 0.01\ v)^2 = 1 + 0.02v + 0.0001v^2 \sim 1 + 0.02v \qquad (12.28)$$

la expresión quedará:

$$(1 + 0.02\ v) = (1 + 0.02\ a)\ \text{sen}^2\ \phi_V + (1 + 0.02\ b)\ \cos^2\ \phi_V =$$
$$= (1 + 0.02\ a)\ \text{sen}^2\ \phi_V + (1 + 0.02\ b)\ (1 - \text{sen}^2\ \phi_V) =$$
$$= \text{sen}^2\ \phi_V + 0.02\ a\ \text{sen}^2\ \phi_V + 1 - \text{sen}^2\ \phi_V + 0.02\ b - 0.02\ b\ \text{sen}^2\ \phi_V =$$
$$= 1 + 0.02(a-b)\ \text{sen}^2\ \phi_V + 0.02b$$

es decir:

$$v = b + (a-b)\ \text{sen}^2\ \phi_V \qquad (12.29)$$

Si hubiésemos hecho el mismo cálculo con M_H, hubiésemos obtenido:

$$h = b + (a-b)\ \text{sen}^2\ \phi_H \qquad (12.30)$$

si tenemos en cuenta que $\phi_V = 90-\theta$ y que $\phi_H = -\theta$, las expresiones anteriores quedarán:

$$\begin{aligned} v &= b + f\cos^2\theta \\ h &= b + f\,\text{sen}^2\,\theta \end{aligned} \qquad (12.31)$$

siendo f = (a–b)

Sumando estas dos expresiones tenemos:

$$v + h = 2\ b + f\ (\cos^2\theta + \text{sen}^2\ \theta) = 2b + f$$

restándolas obtendremos:

$$v - h = f\ (\cos^2\ \theta - \text{sen}^2\ \theta) = f\cos 2\theta \qquad (12.32)$$

Para relacionar con δ_v, basta con ver en la figura que $\delta_v=\phi_{V'}-\phi_V$ y su tangente será:

$$\tan\delta_V = \frac{\tan\phi_{V'} - \tan\phi_V}{1+\tan\phi_{V'}\tan\phi_V} \tag{12.33}$$

Podemos relacionar tan $\phi_{V'}$ y tan ϕ_V a partir de sus definiciones:

$$\tan\phi_{V'} = \frac{Q'S}{OS} \qquad \tan\phi_V = \frac{QR}{OR} \tag{12.34}$$

$$\tan\phi_{V'} = \frac{Q'S}{OS}\frac{QR}{QR}\frac{OR}{OR} = \frac{Q'S}{QR}\frac{OR}{OS}\tan\phi_V = \frac{A}{B}\tan\phi_V \tag{12.35}$$

con lo que:

$$\tan\delta_V = \frac{\tan\phi_{V'} - \tan\phi_V}{1+\tan\phi_{V'}\tan\phi_V} = \frac{\frac{A}{B}\tan\phi_V - \tan\phi_V}{1+\frac{A}{B}\tan\phi_V\tan\phi_V} = \frac{(A-B)\tan\phi_V}{B+A\tan^2\phi_V} \tag{12.36}$$

multiplicando en numerador y denominador por $\cos^2\phi_V$ tendremos:

$$\tan\delta_V = \frac{(A-B)\tan\phi_V}{B+A\tan^2\phi_V} = \frac{(A-B)sen\phi_V\cos\phi_V}{B\cos^2\phi_V + Asen^2\phi_V} \tag{12.37}$$

si suponemos que $B\cos^2\phi_V+A\,sen^2\phi_V$ se puede aproximar a la unidad y sustituimos por los aumentos en tanto por cien nos quedará:

$$\tan\delta_V = 0.005(a-b)sen2\phi_V \tag{12.38}$$

si expresamos el ángulo en radianes, como δ_V es pequeño, se puede aproximar la tangente al ángulo. Si lo expresamos en grados, la expresión quedará:

$$\delta_V = 0.29f\,sen2\phi_V \tag{12.39}$$

con esta expresión ya se puede relacionar θ:

$$\tan 2\theta = \frac{3.5\delta_V}{v-h} \tag{12.40}$$

digitalia
www.digitalia.us

a partir de esta ecuación y las anteriores tendremos:

$$f = \frac{v - h}{\cos 2\theta}$$
$$b = \frac{1}{2}(v + h - f) \qquad (12.41)$$
$$a = \frac{1}{2}(v + h + f)$$

Con estas ecuaciones, es sencillo obtener los parámetros de la elipse aniseicónica a,b y θ a partir de los datos de eiconometría de comparación directa.

12.4 Tratamiento de la aniseiconía

En general, los síntomas asociados con la aniseiconía (dolores de cabeza, lectura complicada...) son comunes a muchos problemas binoculares o refractivos, por lo que es preciso realizar, previamente a cualquier determinación, la compensación refractiva rigurosa y el tratamiento de cualquier posible anomalía binocular (heteroforias, etc). Una vez el diagnóstico de la aniseiconía es seguro, existen varias posibilidades de compensación, siempre dependiendo del tipo de aniseiconía y grado de ésta. Estudiaremos en este apartado las opciones de compensación más usuales.

12.4.1 *Aniseiconía anisometrópica puramente axial o puramente refractiva*

En el caso que podamos asegurar que la aniseiconía tiene como causa una anisometropía (mediante queratometría u otras técnicas), es posible abordar una compensación de la diferencia de tamaño de las imágenes retinianas de una forma sencilla. Consideraremos en primer lugar la posibilidad de resolver el problema haciendo uso de las propiedades estudiadas previamente al calcular el aumento relativo de la compensación (ARC). Así, se pueden tener en cuenta dos posiblidades:

a) Si la anisometropía es puramente axial, la ley de Knapp permite resolver el problema sin más que colocar una compensación de lentes oftálmicas de tal forma que el vértice posterior de la lente compensadora coincida con punto focal objeto del ojo, situado aproximadamente a 15.7 mm del vértice corneal. En este caso, la potencia de las lentes compensadoras para cada ojo sería la indicada para cada ametropía por separado, obteniendo como resultado el mismo tamaño de la imagen retiniana.

b) Si la anisometropía es puramente refractiva, aplicando las mismas expresiones, es posible que la diferencia entre imágenes retinianas se anule sin más que usar una distancia de vértice nula, es decir, lentes de contacto.

12.4.2 *Técnicas generales de tratamiento de la aniseiconía*

Antes de abordar cualquier tratamiento de la aniseiconía, se debe tener una estimación de ésta, así como de su clasificación mediante un eiconómetro de comparación directa. En el caso de no disponer de él, se puede considerar como una aproximación que cada dioptría de diferencia da lugar a un 1% de diferencia en el tamaño de las imágenes retinianas, aunque ésta técnica no debe generalizarse al depender en gran medida de los parámetros oculares. Diferencias por encima del 2% ya pueden causar síntomas leves y más allá del 10% imposibilitar la fusión.

Rediseño de la geometría de la lente

La primera opción a seguir cuando la aniseiconía no es muy importante es el rediseño de las lentes compensadoras para que el aumento sea aquél que anule la aniseiconía. Para ello, debemos considerar cuál es el aumento dado por una lente compensadora P'_f, construida con un espesor e, un índice de refracción n y una primera superficie de potencia P'_1. Si la lente se coloca a una distancia b del centro de la pupila de entrada del ojo (aproximadamente equivalente a δ_v+3 mm), el aumento será:

$$A = \frac{1}{1 - \frac{e}{n} P'_1} \cdot \frac{1}{1 - bP'_f} \tag{12.42}$$

De esta expresión se deduce que si queremos incrementar el aumento de la compensación sin variar la potencia de la lente, podemos seguir tres estrategias:

a) aumentar el espesor de la lente e

b) disminuir el índice de refracción

c) aumentar la potencia de la primera superficie, es decir, disminuir el radio de curvatura de esta superficie.

Por el contrario si lo que se busca es disminuir el aumento, las estrategias serán:

a) disminuir el espesor de la lente e

b) aumentar el índice de refracción

c) aumentar el radio de curvatura de la primera superficie.

Veamos un ejemplo práctico: Supongamos un sujeto que tiene como refracción OD: +3.00D y OI:+1.00 D, que genera una anisometropía que comprobamos es mezcla de componentes axiales y refractivas.

En primer lugar determinaremos la diferencia de tamaño entre las imágenes retinianas. Si no disponemos de eiconómetro, podemos hacer la aproximación de un 1% de diferencia de tamaño por cada dioptría de diferencia (en el ojo más positivo). En este casi, la imagen dada por el OD será un 2% más grande que la del OI.

Comenzando por el ojo más positivo, calcularemos el aumento debido a la compensación óptica. Si suponemos una lente de índice n=1.5, e=3.5mm y P'_1=+6.25D, tendremos que el aumento de la compensación es de 1.015, es decir, añade un 1.5% al ya existente por la aniseiconía. Por tanto, al colocar la compensación sobre el ojo derecho, la imagen de este ojo será un 3.5% superior a la del OI.

Cuando compensemos el OI, debemos diseñar una compensación que aumente la imagen de este ojo en un 3.5%. Es decir, el aumento final de la compensación debe ser de 1.035.

Suponiendo que la δ_v es la misma para los dos ojos, podemos comprobar que la combinación e=4.5mm, n=1.5 y P'_1=+10.00D da lugar a un aumento del 3.1%, dejando una aniseiconía residual del 0.4%.

El principal problema de esta técnica es la presencia de aberraciones asimétricas debidas a la diferencia entre la geometría de las dos lentes.

Sistemas telescópicos

El sistema general de compensación de la aniseiconía sería el uso de dos lentes compensadoras, P'_1 y P'_2, situadas a una distancia q, que cumplieran la condición de que su acoplamiento tuviera como potencia la necesaria para la compensación de la ametropía y el aumento del sistema fuese el suficiente para anular la aniseiconía. Así, si P'_f es la potencia necesaria para compensar la ametropía, las lentes elegidas deben cumplir la condición:

$$P'_f=P'_1+P'_2-\delta_v P'_1 P'_2 \qquad (12.43)$$

Siendo el aumento de la compensación el dado por la expresión $A=P'_1/P'_2$.

El caso más común de sistema telescópico es el uso de una lente de contacto y una lente oftálmica, que evita los problemas estéticos asociados a este tipo de compensaciones. Evidentemente, la distancia de acoplamiento es la distancia de vértice δ_v.

Es fácil deducir que si el sujeto necesita una compensación P'_f, la relación entre lente de contacto (P'_{fLC}) y lente compensadora oftálmica (P'_{fLO}) vendrá dada por la expresión:

$$P'_{fLO}=\frac{P'_f-P'_{fLC}}{1-\delta_v P'_{fLC}} \qquad (12.44)$$

13. Distancia visual. Estereopsis

13.1 Definiciones. Percepción de distancias en el sistema visual humano

Las experiencias sobre juicio de distancias indican la existencia de dos tipos de tareas a la hora de evaluar la distancia: una relativa, en la que se juzgan las distancias respecto al punto de fijación y otra absoluta, en la que se toma una referencia egocéntrica para su medida. Las experiencias de Foley (1977) indican que la evaluación absoluta de las distancias depende de la tarea requerida al observador: indicación verbal de la distancia, manual o mediante tareas comparativas.

La fig. 13.1 muestra el resultado de esta experiencia. Como se ve, en general la percepción de distancias hasta los 3 m es ligeramente sobreestimada por los observadores, aunque las diferencias son relativamente pequeñas (sobre los 25-40 cm). A partir de esta distancia, los juicios de distancia cambian de tendencia y se suele infravalorar la distancia real, siendo las diferencias muy importantes.

Así pues, la percepción de distancias es muy correcta para distancias cercanas, pero falla en la evaluación de distancias lejanas. Una posible explicación de este fenómeno proviene de la posibilidad de evaluar distancias sin hacer uso de la estereopsis, mediante las conocidas pistas monoculares.

digitalia
www.digitalia.us

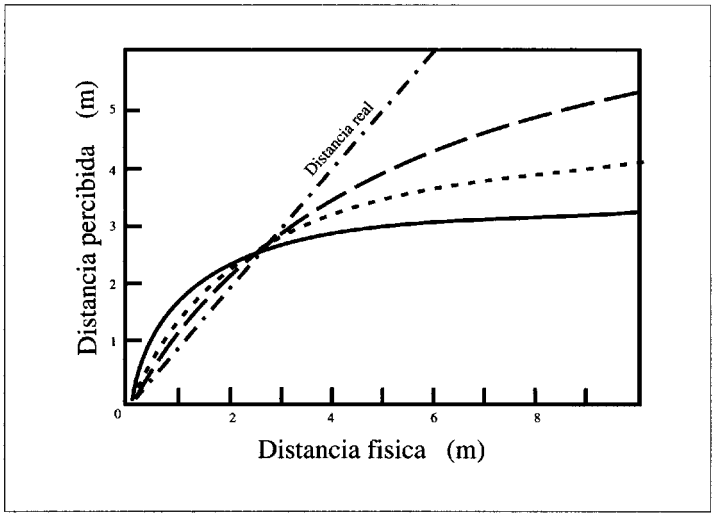


Fig. 13.1 Evaluación perceptual de distancias por evaluación verbal (rayas cortas), manual (rayas largas) o relativa (continua).

13.2 Pistas monoculares

Es evidente que no es necesaria la información estereoscópica para determinar la distancia a la que está un objeto de nosotros. La escena que vemos proporciona una gran cantidad de información añadida a la de disparidad binocular que el cerebro ha aprendido a interpretar para evaluar distancias de forma monocular. Esta información es conocida como pistas monoculares y se pueden dividir en pistas primarias y secundarias. Las primarias hacen uso de información fisiológica, mientras que las secundarias hacen uso de información aprendida. Estas últimas pistas son bien conocidas por los pintores, ya que son la base utilizada para dar aspecto tridimensional a pinturas bidimensionales.

13.2.1 *Pistas monoculares primarias*

Las principales pistas monoculares primarias son la acomodación y la convergencia. La estrecha relación entre estos dos parámetros es utilizada por el cerebro como un sistema de medida de la distancia.

Acomodación

El papel de la acomodación en la medida de distancias se haya todavía sometido a estudio. El principal problema que aparece en su estudio es la respuesta combinada de la acomodación y la convergencia a un estímulo cercano, siendo complejo desligar las contribuciones de los dos efectos. El estudio más riguroso

digitalia
www.digitalia.us

llevado a cabo, con un control estricto de la acomodación fue el realizado por Fisher y Ciuffreda en 1988, dando como resultado que, en general, los sujetos sobreestimaban generalmente la distancia real para distancias menores de 3 D y la subestimaban para distancias mayores.

Convergencia

La vergencia entre dos puntos también es una buena medida de distancias entre objetos, en este caso relativas. Foley y Richards (1972) desarrollaron una experiencia en la que presentaban un objeto por delante de una pantalla y se pedía al observador que estimase la distancia objeto-pantalla. Los resultados mostraron una muy buena correlación entre distancia real y percibida cuando se le permitía al observador mover los ojos (es decir, variar la convergencia relativa). Sin embargo, si la misma experiencia se lleva a cabo sin mover los ojos, los resultados sólo son aceptables cuando el objeto está muy próximo a la pantalla (disparidades muy pequeñas). Si el objeto se acercaba al observador, se percibía mucho más próximo de lo que realmente estaba, tal y como podemos ver en la fig.13.2.

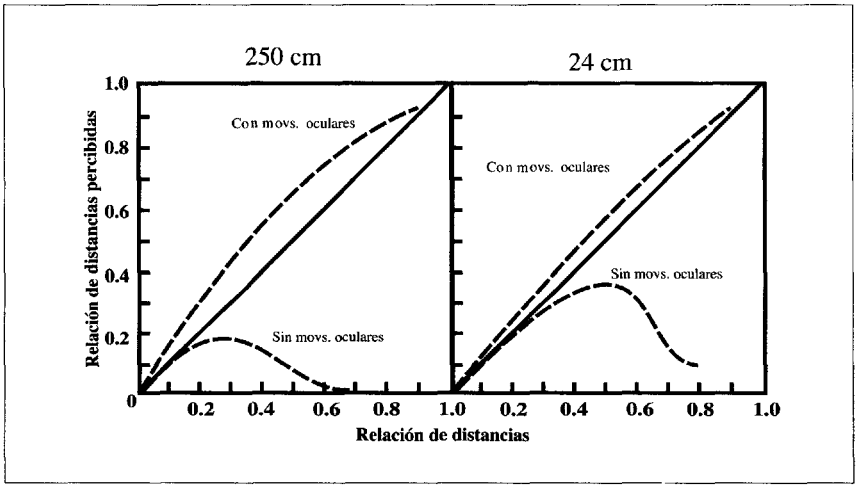


Fig. 13.2 Estimación de distancias por convergencia y disparidad próxima.

13.2.2 *Pistas monoculares secundarias*

Las pistas monoculares secundarias, como hemos dicho, son aquellas que son usadas por el cerebro para interpretar las escenas y evaluar distancias. Las principales son: la perspectiva geométrica, la difusión atmosférica (o perspectiva aérea), el tamaño aparente y la constancia del tamaño de objetos familiares, la interposición, la iluminación y el sombreado de los objetos, los gradientes de texturas y el paralaje de movimiento.

Perspectiva geométrica

La perspectiva fue uno de los primeros métodos usados por los artistas para indicar la existencia de tridimensionalidad en sus volúmenes. Para ello, se hace uso de la existencia dos puntos de fuga hacia los que las líneas de una escena parecen confluir. Esta perspectiva (conocida como caballera) dota a los objetos de profundidad y puede verse en la fig. 13.3.

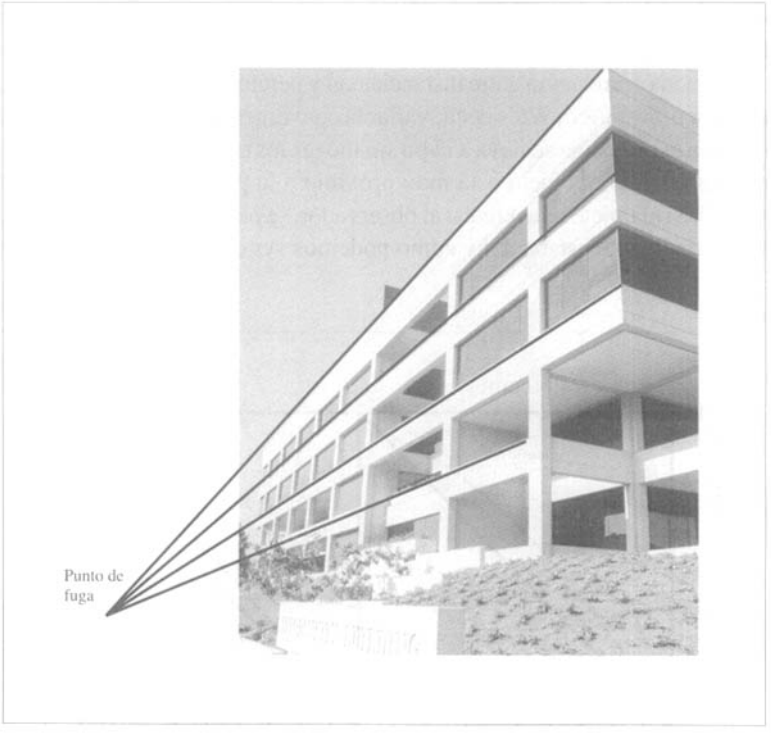


Fig. 13.3 Ejemplo de perspectiva geométrica en una fotografía.

Difusión atmosférica

La densidad de la atmósfera provoca que, a medida que un objeto se aleja, se vaya distorsionando y emborronando. Esto nos permite reconocer que un objeto está muy alejado respecto a otro más cercano al aire libre, ya que su forma se verá más emborronada en tanto en cuanto esté más lejano. Además, dado que la atmósfera desvía además en función de la longitud de onda y es la azul la más desviada, un objeto lejano tiende a azularse.

En la fig. 13.4 vemos un ejemplo de este efecto. En el dibujo presentado, el círculo desenfocado parece estar en un plano por detrás de los otros tres.

digitalia
www.digitalia.us

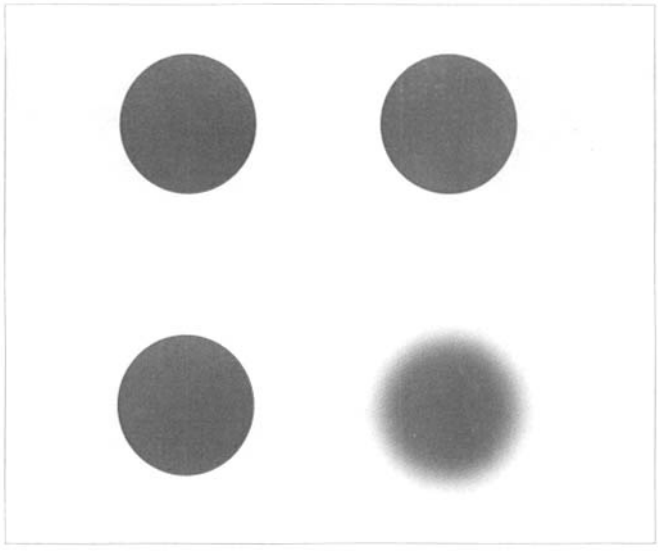


Fig. 13.4 Perspectiva aérea.

Tamaño aparente y constancia del tamaño.

Cualquier objeto, a medida que se va alejando, subtiende un ángulo menor en la retina. Esto produce el efecto de que las imágenes retinianas de objetos lejanos son mucho más pequeñas que las de los objetos cercanos. Este efecto, tal y como se puede ver en la fig. 13.5, tiene una explicación simplemente geométrica, al depender el ángulo subtendido del tamaño del objeto y de la distancia al observador.

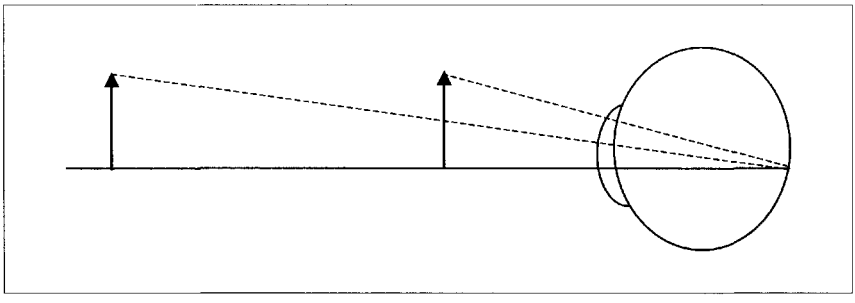


Fig. 13.5 Variación del ángulo subtendido por un objeto con la distancia.

Este efecto es usado habitualmente por los artistas para dar sensación de profundidad, como podemos ver en la fig. 13.6.

Fig. 13.6 Tamaño aparente en una pintura de Gustave Caillebote.

Sin embargo, este efecto implica una consideración importante a plantear: cuando el objeto es familiar, el observador tiende a evaluar el tamaño como constante independientemente de la distancia a la que se encuentre. Para ello, hagamos la siguiente experiencia: tomemos un objeto de tamaño conocido y pidámosle al observador que evalúe su tamaño a diferentes distancias, por ejemplo, la altura de una persona. Independientemente de la distancia, siempre juzgaremos que la persona tiene el mismo tamaño, aun cuando su tamaño aparente ha variado de forma importante. De hecho, si comparamos a una misma distancia dos objetos que, a simple vista, nos parecen del mismo tamaño, colocados en diferentes posiciones obtenemos un efecto de rechazo. La fig.13.7 muestra este efecto. En la primera fotografía, nada nos parece extraño. Sin embargo, en la segunda, al desplazar la posición del excursionista más alejado, tenemos una clara percepción de imposibilidad, aun cuando el tamaño no varía en ninguno de los dos casos.

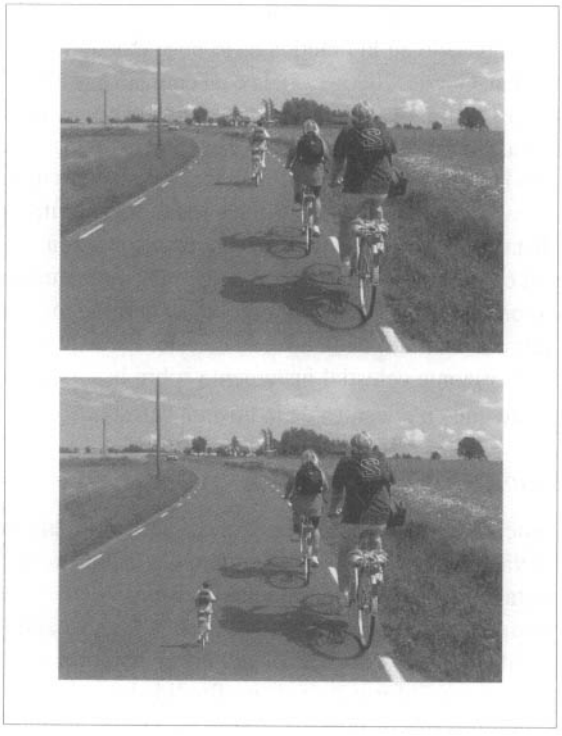


Fig. 13.7 Efecto del tamaño aparente.

El problema va más allá cuando la información del tamaño aparente entra en conflicto con otras pistas monoculares dando lugar a estimaciones erróneas, donde nuestra percepción es claramente equivocada al basarnos tan solo en las pistas monoculares. Por ejemplo, en la fig. 13.8, la perspectiva geométrica y el tamaño aparente hacen que nos parezca que el tamaño de las dos líneas más gruesas es claramente distinto.

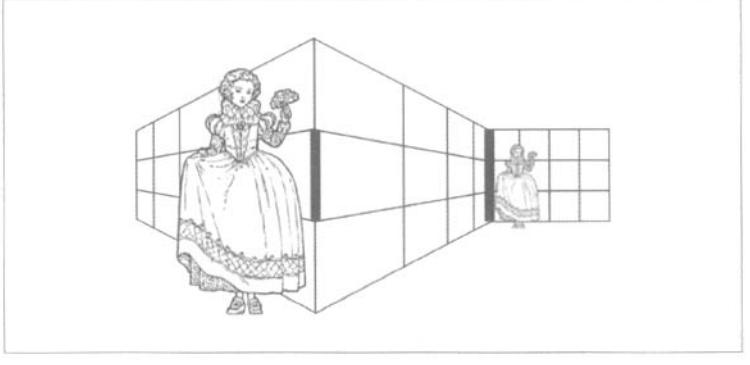


Fig. 13.8 Conflicto entre la perspectiva y el tamaño aparente de un objeto.

La interacción del tamaño y la distancia también puede entrar en conflicto. Un ejemplo de esto basado en la práctica es lo que se denomina ley de *Emmert* (Steinman, Steinman, Garzia, 2000: 175), la cual enuncia que el tamaño percibido de un objeto, cuya imagen retiniana tiene un tamaño fijo, es proporcional a su distancia percibida. Como evidencias de esta ley tenemos dos muy sencillas. La primera se basa en la observación de postimágenes a distancias diferentes: a pesar de que el objeto real que forma la postimagen es de tamaño finito, sus postimágenes aumentan de tamaño a medida que se visualizan sobre fondos cada vez más lejos. La segunda es la denominada ilusión de la luna, en la que el disco lunar, a pesar de ser siempre del mismo tamaño angular, se percibe más grande sobre el horizonte que sobre el azimuth de la bóveda celeste. Esto significa que solemos interpretar que el horizonte celestial justamente sobre la superficie terrestre nos parece más distante que en el centro de la bóveda celeste.

Interposición

La interposición es usada por el sistema visual como una información de la posición relativa entre objetos. Así, un objeto que solape a otro en el campo visual se interpreta como situado por delante de éste.

Tomemos como referencia los objetos de la fig. 13.9. Cuando los vemos separados, parecen estar todos en el mismo plano. Sin embargo, al verse superpuestos se asigna rápidamente una información de profundidad relativa entre ellos que, al ser combinada con otras pistas hace más fuerte la sensación de profundidad.

Fig. 13.9 Ejemplo de interposición de objetos.

Iluminación y sombras

Cualquier objeto opaco tridimensional proyecta sombras que dependen de la posición de la fuente de luz. Esta información es utilizada por el cerebro para identificar la procedencia de las fuentes de luz en una imagen y, a partir de ahí, asignar posiciones a los objetos. La importancia de esta pista es crucial, ya que cualquier escena con volumen tendrá sombras que nos darán información. En este caso, de nuevo, podemos llegar a informaciones contradictorias sobre las formas si hacemos una asignación incorrecta de la procedencia de la luz. Por ejemplo, generalmente, el cerebro asigna una procedencia de la luz cenital, lo que pude entrar en conflicto con la información real. Un ejemplo lo tenemos en la hoja dibujada por M.C. Escher de la fig. 13.10. En la imagen (a) vemos una hoja normal, sin embargo, si le damos la vuelta (b), tendremos la impresión de ver la hoja por el lado contrario de su posición anterior.

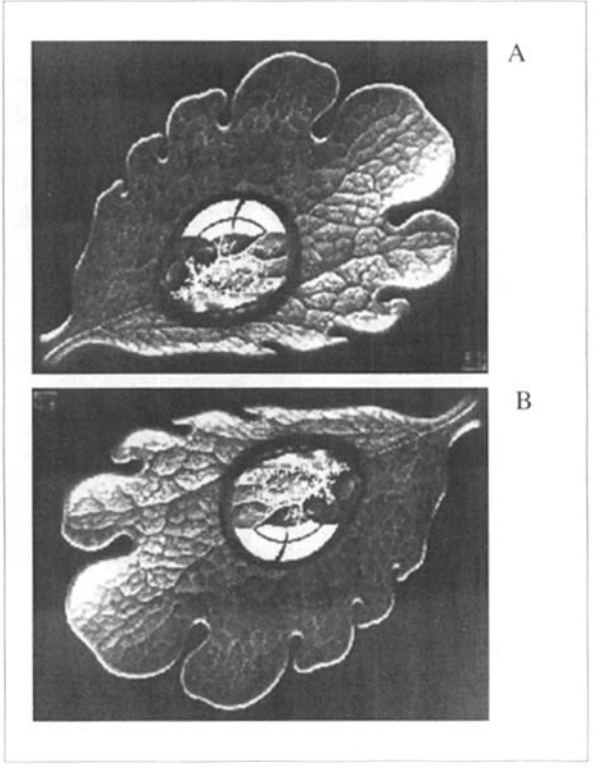


Fig. 13.10 Efecto de iluminación y sombras proyectadas en un dibujo de M.C.Escher.

Gradiente de texturas

Cualquier objeto reconocible por el sistema visual que contenga un patrón repetitivo se puede clasificar como una textura. De forma similar a lo que ocurre con la perspectiva geométrica, a medida que se va alejando un objeto, su textura será cada vez más fina, llegando un momento en que se deje de apreciar. Cuando el cerebro conoce la textura de un objeto, si ve que se hace más y más fina hasta desaparecer, lo asimilará a un alejamiento de éste. Un claro ejemplo de esta pista monocular se ve en muchas pinturas que hacen un uso correcto de este efecto, como el cuadro de la fig.13.11. En la pintura de Gustave Caillebotte se puede ver perfectamente la textura del adoquinado de la calle, que se va haciendo cada vez más pequeño hasta desaparecer en la distancia. Este gradiente de la textura se combina acertadamente con la perspectiva geométrica y aérea para dar una perfecta sensación de profundidad en la calle parisina.

Fig. 13.11 Ejemplo de gradiente de texturas, que se puede observar en el adoquinado del suelo.

Paralaje de movimiento

Esta pista hace uso de la velocidad relativa de los objetos. Es un efecto conocido que, cuando nos desplazamos a una velocidad constante y mantenemos la fijación en un punto, los objetos próximos al de fijación tendrán un movimiento relativo lento, mientras que los más alejados se moverán a mayor velocidad. Análogamente, si estando detenidos vemos un objeto en movimiento, los objetos más lejanos se verán con un movimiento más lento que el de fijación. Este efecto es muy utilizado en el diseño de imágenes en movimiento, como las películas de animación y los videojuegos.

En general, estas pistas pueden entrar en conflicto con la estereopsis, dando lugar a ilusiones visuales como las propuestas por Escher (fig. 13.12).

Fig. 13.12 Imagen imposible de M.C. Escher.

13.3 Interacción entre las pistas monoculares y la estereopsis

Cuando se juzga una distancia visual, la posición en profundidad de un objeto, se hace uso paralelamente de toda la información hasta aquí expuesta. El cerebro procesa, simultáneamente, toda la información que le llega, tanto de disparidad binocular como fisiológica (acomodación y convergencia) e interpretada (pistas monoculares secundarias). Lógicamente, esta percepción simultánea puede dar lugar a interacción entre todos los parámetros e incluso conflictos. La interacción entre las pistas monoculares, tanto de forma constructiva como en conflicto, se pude dar de cinco formas:

a) Promedio y sumación

En un sistema paralelo, los *inputs* provenientes de varios detectores pueden ser pesados para posteriormente ser promediados, aunque teóricamente, también se puede dar un proceso de sumación, donde si los resultados de las diferentes pistas son congruentes, se debería mejorar la precisión de la estimación, mientras que si entran en conflicto, debería empeòrar. Sin embargo, en el caso de la estimación de distancias, el problema es más complejo, ya que si sumamos un parámetro muy exacto (disparidad binocular) con otro menos exacto (acomodación), el resultado es una pérdida de precisión, con lo que resultaría menos problemático un promediado.

b) Dominancia

En caso de conflicto, se puede dar la supresión total de una de las pistas frente a otras.

c) Disociación

Cada pista da información de objetos diferentes.

d) Reinterpretación

Una de las pistas se reinterpreta para hacerla compatible con la otra.

e) Resolución de ambigüedades

Puede ser que una pista aislada resulte ambigua, de forma que una segunda pista pueda resolver la ambigüedad.

13.3.1 *Interacción entre la estereopsis y la perspectiva*

En general, las experiencias indican que la perspectiva es una pista de tipo dominante y que la precisión basada en esta pista monocular es mayor que la basada en disparidad binocular. Gilliam (1968) realizó experiencias en las que se comprobaba que una superficie tumbada 18° se juzgaba mejor si se le añadía una rejilla en su superficie. Johnston et al. (1993) comprobaron que la estimación de profundidad mejoraba de forma importante cuando se añadía una textura de

gradiente a los objetos que formaban parte del test, sobre todo a distancias superiores a los 50 cm.

13.3.2 *Interacción entre estereopsis y sombras*

Bülthoff y Mallot (1987, 1988) desarrollaron experiencias mezclando la información de disparidad con la de sombreado con estereogramas de elipsoides ligeramente sombreados. Los resultados muestran que cuando se elimina la información de disparidad se reduce la percepción de profundidad en un 70%. En general, los observadores reportaban una mejora en la percepción de profundidad cuando se presentaban simultáneamente la disparidad y el sombreado.

13.3.3 *Constancia estereoscópica*

La disparidad binocular entre dos puntos se definió como:

$$\eta = \frac{\Delta d}{d^2}\, dip \tag{13.1}$$

A partir de esta expresión, se deduce rápidamente que, a medida que los puntos considerados están más alejados, la disparidad entre ellos será menor. Se define la constancia estereoscópica como la habilidad para realizar estimaciones correctas de profundidad relativa independientemente de la distancia absoluta. Un ejemplo de esta constancia es que la profundidad de una caja parece ser la misma independientemente de donde se coloque. Esta constancia es la causa de que una imagen vista a través de binoculares parezca aplanada (Wallach y Zuckerman, 1963). Sin embargo, está directamente relacionada con la estimación correcta de la distancia absoluta que depende tanto de la estereopsis como de las pistas monoculares (Foley, 1980).

No obstante, pese a la evidencia de la constancia estereoscópica, las experiencias desarrolladas hasta el momento son inconsistentes y dan resultados dispares, por lo que es necesario diseñar nuevas pruebas rigurosas que estudien este aspecto.

13.4 Agudeza visual estereoscópica

Podemos definir el umbral de discriminación de profundidad como el menor intervalo espacial en profundidad entre dos objetos que un observador es capaz de resolver. La agudeza visual estereoscópica (AVE) es el umbral de discriminación de profundidad expresado angularmente. Por la propia definición de disparidad binocular, como ya vimos en el capítulo inicial, la AVE se puede definir también como la mínima disparidad binocular que da lugar a sensación de profundidad. Si dos objetos se encuentran a unas distancias d y d+Δd, la AVE se expresará como:

$$AVE = \frac{\Delta d}{d^2}\, dip \tag{13.2}$$

donde p es la distancia interpupilar. Esta expresión da un resultado en radianes, que se puede convertir a segundos de arco con solo multiplicar por 206264.8.

Hay que tener cuidado con la definición de AVE y su equivalente en visión monocular, la AV, ya que corresponden a diferentes conceptos. La AVE es el mínimo ángulo resoluble que da lugar a percepción estereoscópica, por lo que, en estricto sentido, su equivalencia sería con la inversa de la AV. Generalmente, se define la precisión estereoscópica como:

$$\text{PE} = 1/\text{AVE} \tag{13.3}$$

Que, en este caso, sí que tiene una correlación directa con la AV.

13.5 Factores que afectan a la AVE

En general, la mayoría de los estudios sobre AVE reportan valores de ésta entre los 2 y 6 segundos de arco en condiciones óptimas de observación. Estos valores son próximos a la agudeza vernier (Howard, 1919; Tyler, 1973) y son similares a los obtenidos en primates (Sarmiento, 1975). También se observa una mejora de la disparidad de estímulos de disparidad cruzada frente a descruzada, como se verá más adelante. Sin embargo, en todos los casos se observa una influencia muy importante de los parámetros ambientales (iluminación) y del estímulo (frecuencia espacial, color, tiempo de exposición), por lo que es conveniente hacer un estudio completo de estos factores para poder medir la AVE en óptimas condiciones.

13.5.1 *Factores espaciales*

Excentricidad de los estímulos

La AVE decrece cuando se aumenta la excentricidad de los estímulos comparados. Rawlings y Shipley (1969) midieron el umbral de discriminación de la profundidad relativa entre dos puntos en función de la distancia horizontal al punto de fijación en pasos de 2°. Los resultados son mostrados en la fig.13.13 y se observa como muy rápidamente el valor de AVE se puede llegar a multiplicar por un factor 100. Sin embargo, y sorprendentemente, si la separación se lleva a cabo en la dirección vertical, la AVE permanece, tan sólo varían por un factor dos en un rango de 1° alrededor del punto de fijación (McKee, 1983).

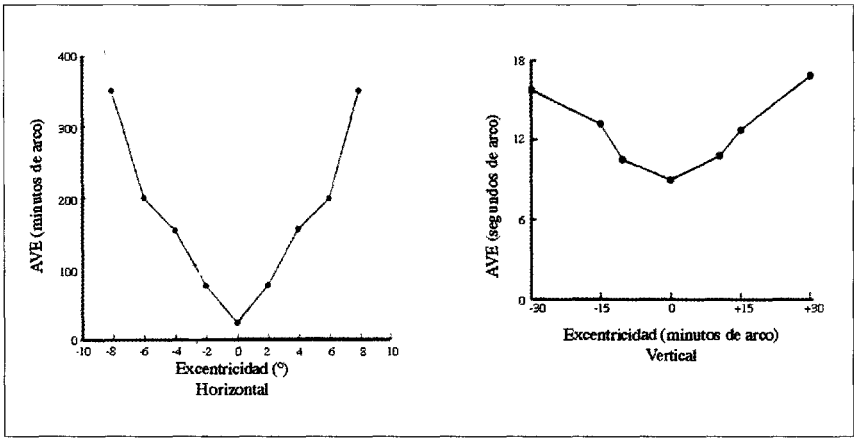


Fig. 13.13 Variación de la AVE con la excentricidad horizontal y vertical.

Espaciado entre los estímulos y tamaño

La AVE mejora cuando la longitud de las varillas verticales utilizadas para su determinación es de unos 20', valor a partir del cual permanece casi constante.

Respecto a su separación espacial, la AVE mejora hasta que la separación es de aproximadamente 0.2°, a partir de la cual va aumentando lentamente al principio y mucho más drásticamente después (Hirsch y Weymouth, 1948).(Fig.13.14)

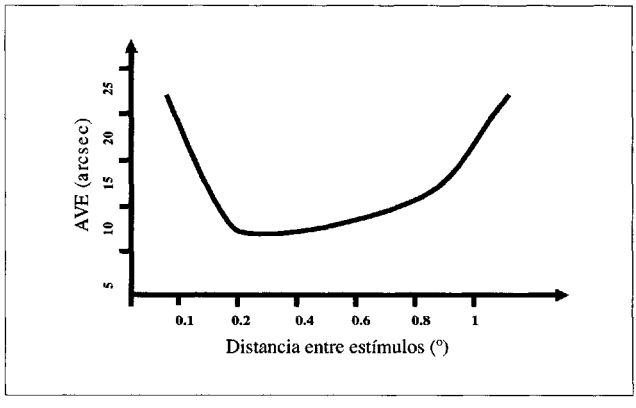


Fig. 13.14 Variación de la AVE con la distancia entre estímulos.

Número de estímulos

La experiencia de Mitchinson y Westheimer (1984) revela la importancia de la medida de la AVE con otros estímulos de disparidad alrededor del test. Cuando el test se hacía con los estímulos (dos varillas) aislados, se obtenían valores norma-

les de AVE (sobre los 10"). Sin embargo, al llevar a cabo la medida introduciendo el test en un conjunto de varillas, los resultados aumentaban drásticamente hasta los 120". Este descubrimiento puede implicar la existencia de mecanismos de promediado de disparidad o de inhibición lateral.(Fig. 13.15)

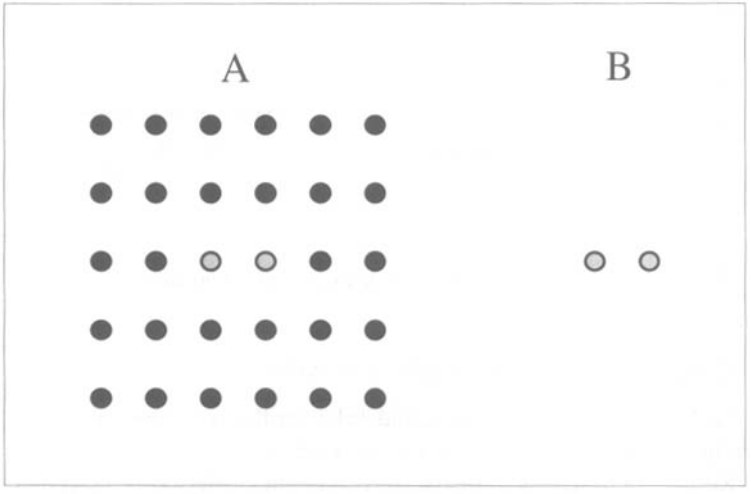


Fig. 13.15 Experiencia de Mitchinson y Westheimer (1984). La AVE empeora claramente cuando se usa un estímulo complejo (a) en lugar de uno aislado (b).

Frecuencia espacial de la modulación de disparidad

a) Modulación de disparidad de una línea

Tyler (1973) fue el primero en realizar este tipo de experiencias, introduciendo el concepto de escalado de AVE por frecuencia espacial de modulación de profundidad. En estas experiencias se presentaba una línea vertical que subtendía 15° a un ojo y una línea sinusoidal al otro. Combinadas estereoscópicamente, la sensación percibida es la de una línea curvada sinusoidalmente en profundidad. Al aumentar la frecuencia espacial de la sinusoide, disminuye la amplitud del umbral de disparidad binocular, alcanzando el mínimo en 1 c/° y volviendo a crecer hasta los 3 c/° , valor a partir del cual no se observa estereopsis. Comparando con el umbral monocular de detección de ondulaciones en una línea, se observa que, en este segundo caso, los valores mínimos se alcanzan sobre los 3 c/° y se dejan de percibir a partir de los 12 c/°. La fig.13.16 muestra los resultados de Tyler combinando para cada frecuencia espacial el mínimo umbral necesario para estereopsis y el máximo que proporciona estereopsis (a partir de esa disparidad no se observa estereopsis).

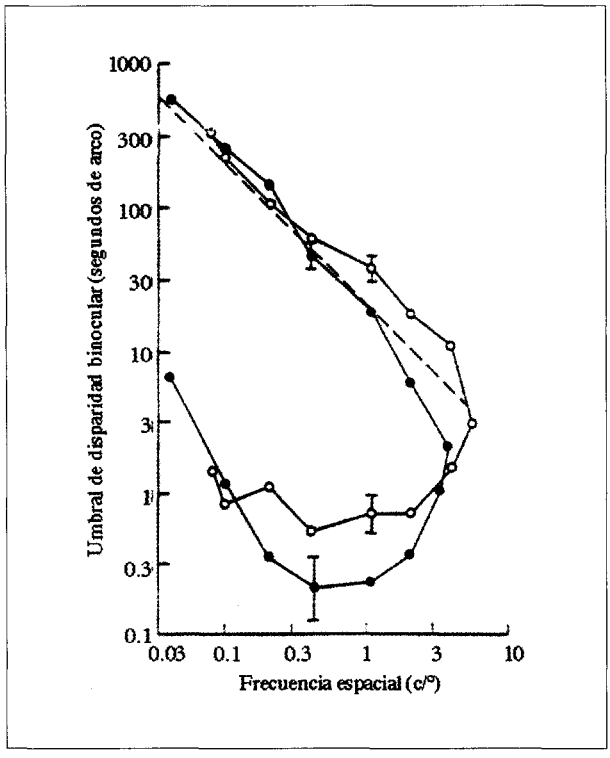


Fig. 13.16 Resultados de la experiencia de Tyler (1973).

b) Modulación de disparidad en EPA

Los resultados de Tyler pueden ser muy mejorados si, en lugar de una línea, usamos un EPA (Estereograma de Puntos Aleatorios). Esto se debe a que en el test de línea, existe una variación de posición espacial en una de las imágenes monoculares. En los EPA utilizados como tests para esta experiencia, se observa una superficie ondulada sinusoidalmente, equivalente a los estímulos sinuosidales de luminancia utilizados en la determinación de la función de sensibilidad al contraste. Tyler (1974) usó un EPA donde se obtenía una transición entre la figura sinusoidal y una zona plana, de forma que el observador debía indicar el punto donde se comenzaba a ver plana. La fig. 13.17 muestra los estereogramas y el efecto tridimensional que se busca con estos EPA. Los valores obtenidos en estas experiencias muestran un mínimo alrededor de 0.5 c/° y que la máxima frecuencia visible es de unos 4 c/°, valores muy cercanos a los obtenidos con una línea. La fig. 13.18 muestra unos resultados recientes obtenidos por Bradshaw y Rogers (1993), donde se observa el comportamiento de la AVE frente a la frecuencia espacial.

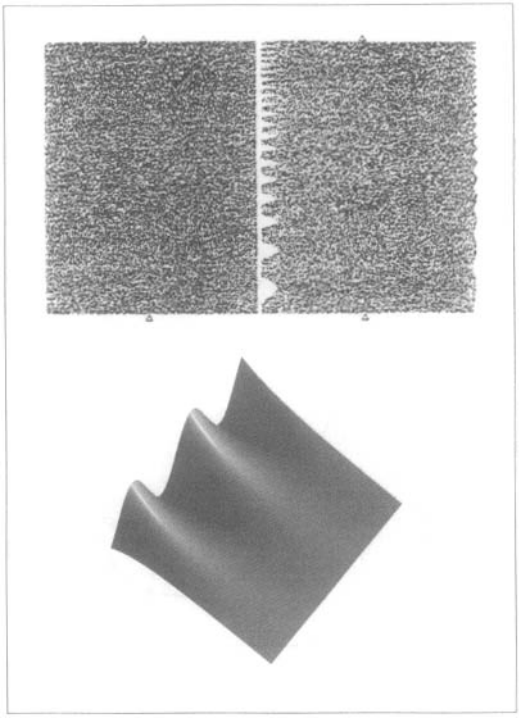


Fig. 13.17 Estereogramas usados por Tyler (1974) (arriba) y una recreación de cómo son percibidos (abajo).

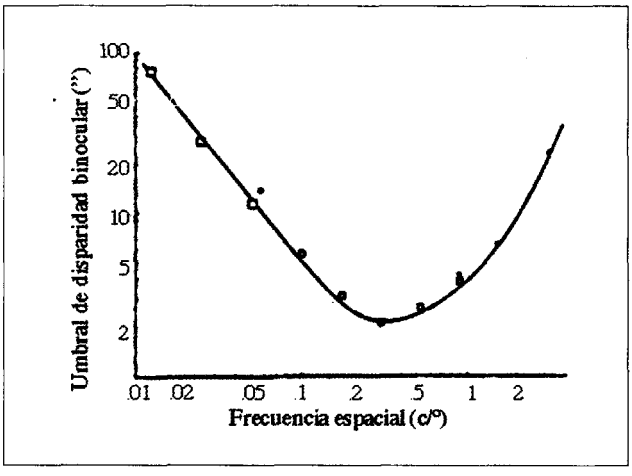


Fig. 13.18 Resultados de Bradshaw y Rogers (1993).

Funciones de sensibilidad supraumbral

Los resultados obtenidos en las anteriores experiencias muestran que la AVE tiene un comportamiento formal similar al del umbral de contraste en la CSF. En visión de contrastes, se obtienen resultados diferentes cuando se calculan funciones de discriminación por encima del umbral, obteniendo en general un aplanamiento de las curvas a medida que aumenta el contraste base (Georgeson y Sullivan, 1975). Por lo expuesto, resulta interesante realizar estas mismas medidas de AVE para disparidades no umbral, es decir, se pide a un observador que diferencie entre dos sinusoides indicando cuál es la que tiene más modulación (más profundidad entre máximo y mínimo). Ioannou et al. (1993) llevaron a cabo estas experiencias, encontrando un efecto muy similar al obtenido en contrastes (fig.13.19), ya que las curvas se van aplanando hasta ser totalmente rectas a partir de disparidades base de 8 minutos de arco. Esto implica que, a partir de ese valor, la percepción de profundidad es casi independiente de la frecuencia espacial. Esto implicaría que, al igual que en la percepción de contrastes, debe existir un mecanismo de compensación a niveles supraumbrales de las diferencias de sensibilidad observadas entre altas y bajas frecuencias a disparidad umbral.

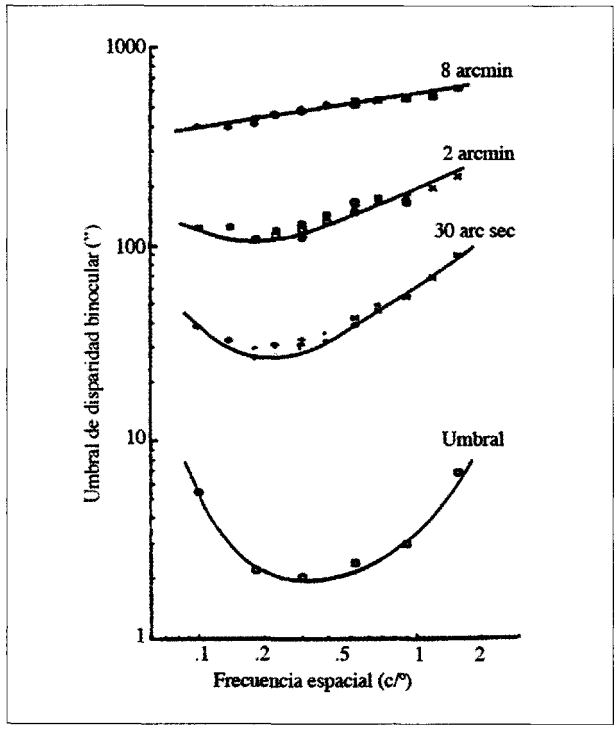


Fig. 13.19 Resultados de Ioannou et al. (1993). Se observa una variación similar a la obtenida en los umbrales de contraste supraumbrales.

13.5.2 *Comparación entre disparidades cruzadas y descruzadas*

¿Es lo mismo acercar un objeto que alejarlo? Ya las experiencias de Howard Dolman demuestran que se pueden obtener valores diferentes de AVE según acerquemos o alejemos las varillas del aparato de Howard Dolman (§ capítulo 15), dando lugar a lo que se definió como AVE proximal y distal. Las experiencias de Woo y Sillanpaa (1979) dan valores promedio de 5.6' para la AVE obtenida con disparidad cruzada (proximal) y 14.6" con la descruzada. Otros investigadores han obtenido valores muy similares; sin embargo, Larson (1990) comprobó que con los tests de Frisby y el TNO, los valores obtenidos de AVE distal y proximal no presentaban diferencias estadísticamente considerables.

13.5.3 *Orientación de los tests*

Consideremos un aparato de Howard Dolman en el que se pueden ver a través de la ventana de observación las dos varillas del test. Si giramos las varillas un cierto ángulo θ (manteniendo la disparidad horizontal entre ellas), la AVE varía proporcionalmente al coseno del ángulo girado. Este resultado, obtenido inicialmente por Ogle (1955) y comprobado después por numerosos autores puede tener al menos cinco causas:

1. Cuando las varillas se giran un cierto ángulo θ, la disparidad horizontal entre las varillas se mantiene constante, pero la distancia entre ellas no permanece constante, disminuyendo por un factor cos θ (ver fig.13.20). La AVE se ve afectada por la existencia de puntos en vecindad de los considerados (ver sección 3.1.3). Cuando se giran las varillas hacia la horizontal, la importancia de los puntos cercanos se hace mayor, obteniéndose un efecto similar al que se da en la experiencia de Mitchinson y Westheimer.

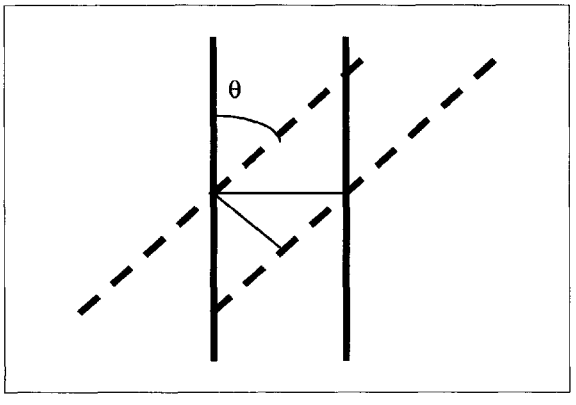


Fig. 13.20 Inclinación de las varillas.

2. Las disparidades entre líneas verticales son detectadas mucho más eficientemente que las de las líneas giradas, debido a la prevalencia de células sintonizadas a líneas orientadas verticalmente. Esta suposición, sin embargo, debe ser probada experimentalmente, relacionando la detección de disparidades con las células sintonizadas en orientación.
3. La sensibilidad al contraste y la agudeza vernier son mejores para orientaciones verticales que para las oblicuas, lo que permite suponer que esta anisotropía de la sensibilidad a estímulos en luminancia podría darse también en la esteroagudeza.
4. Existe una pérdida de altura relativa de las varillas al ir girando, lo que se puede relacionar con la altura óptima de las varillas para la medida de la AVE.

13.5.4 *Efecto de la luminancia y el contraste*

Existe un valor mínimo de luminancia para que la AVE alcance valores óptimos. Las experiencias en este sentido muestran que la AVE disminuye hasta un valor mínimo cuando los tests tienen una luminancia de 10 mililamberts, valor a partir del cual la AVE permanece casi constante. (Fig.13.21)

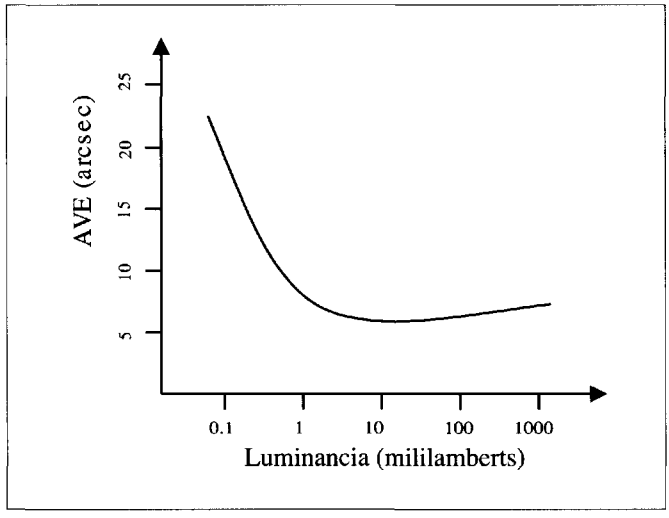


Fig. 13.21 Influencia de la luminancia en la AVE.

También se ha observado una dependencia con el contraste al hacer experiencias con estereogramas de redes sinuosoidales. Cormack et al. (1991) mostraron que la dependencia de la AVE con el contraste es proporcional a la raíz cúbica para valores de contraste por encima del umbral y a la raíz cuadrada para valores

de contraste próximos al umbral. En general se acepta que la dependencia respecto del contraste es débil para valores supraumbrales, pero que la AVE decrece rápidamente al alcanzar valores de contraste umbral.

13.5.5 *Efectos interoculares*

La AVE disminuye rápidamente cuando el nivel de iluminación entre los dos ojos varía, al igual que cuando el contraste es diferente. Esta pérdida no se puede achacar sencillamente a una disminución de la luminancia promedio o del contraste promedio entre los dos ojos ya que, cuando se aplica una reducción de luminancia a un ojo, la AVE se reduce más del doble de lo que se reduciría si esa disminución se hubiese aplicado a los dos ojos. La fig. 13.22 muestra los resultados de Legge y Gu (1989), en los que se observa cómo varía la AVE al presentar imágenes monoculares de diferente contraste en proporciones desde 1:1 a 4:1.

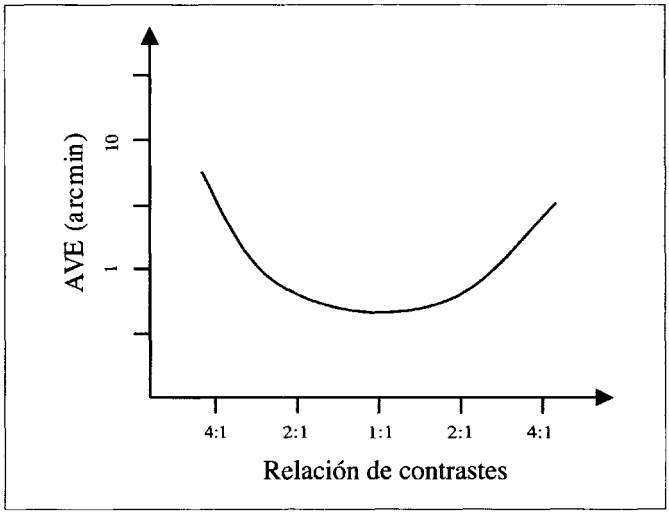


Fig. 13.22 Influencia en la AVE de relaciones asimétricas de luminancia interoculares.

13.5.6 *Efecto del color*

Pennington (1970) midió la AVE en función del color haciendo uso del aparato de Howard-Dolman, variando el color de las varillas frente a un fondo oscuro. Los resultados muestran que, en general, se obtenían peores valores de agudeza para el azul, lo que se puede deber a la baja densidad de conos azules que existe en la retina. Sin embargo, son muy interesantes las experiencias donde

se busca provocar la estereopsis con estímulos cromáticos, con el fin de comprobar si es procesada por el canal parvocelular. Para ello, se puede hacer uso de estereogramas cromáticos isoluminantes, con regiones que difieren en tono, pero no en luminancia. En la experiencia de Lu y Fender (1972), se presentaban estereogramas de puntos aleatorios de dos colores diferentes, no encontrándose percepción de profundidad cuando las luminancias eran iguales. Sin embargo, experiencias posteriores han encontrado que sí que se puede observar profundidad, aunque con muy mala calidad.

Las posibles explicaciones que se dan para estos hechos son dos: o bien la componente cromática del camino parvocelular es capaz de codificar ciertas disparidades, o bien el camino magnocelular es capaz de responder débilmente a estímulos isoluminantes (los resultados electrofisiológicos de Logothethis (1990) con monos indican que, aun en presencia de un estímulo isoluminante, es posible obtener cierta respuesta del camino magnocelular). Ambas pueden ser ciertas, sin embargo, las experiencias psicofísicas indican que, aunque la estereopsis se ve muy mermada para estímulos isoluminantes, la pérdida es menor si los elementos del test son grandes y mayor cuando son pequeños, lo que estaría más en consonancia con una respuesta del camino magnocelular. Sin embargo, no debemos dejar de lado que se pueden dar falsas respuestas debido a la aberración cromática y los efectos de contraste de borde, por lo que este punto, aun hoy, no está totalmente clarificado.

13.5.7 *Efecto de los movimientos oculares*

Ya vimos en un apartado anterior que, a medida que separábamos las varillas en un aparato de Howard–Dolman, el valor de AVE iba en aumento, indicando una pérdida de estereoagudeza. Esta experiencia se realiza siempre con una fijación constante. Sin embargo, si se lleva acabo la misma experiencia dejando que los ojos se muevan libremente, la pérdida es mucho menor (Ogle, 1939). Este resultado puede deberse a varias razones como por ejemplo, el cambio de disparidades binoculares al cambiar los ojos de posición, que puede dar lugar a una comparación entre valores que mejore la precisión. No existen, sin embargo, pruebas que demuestren esta afirmación.

13.5.8 *Influencia de los factores temporales*

Duración del estímulo

Las primeras experiencias que se llevaron a cabo midiendo la AVE en función de la duración del estímulo encontraron que el umbral de disparidad binocular era constante hasta tiempos de 0.1s y que luego decrecía con el tiempo de exposición hasta los 3 s, momento a partir del cual permanecía constante (Langlands, 1926). Las experiencias de Watt indican que la estereopsis mejora a medida que aumenta el tiempo de exposición hasta valores de 1 s. Interpretó

esta mejora como un procesado secuencial de la estereopsis, de forma que la disparidad más grosera se procesa antes que la fina. Tyler (1991) comprobó que el umbral de estereopsis era inversamente proporcional a la duración de los estímulos usando EPA.

Efecto del retraso interocular

Ya en el siglo pasado se indicó que se podía obtener estereopsis incluso cuando las imágenes que se presentaban a cada uno de los ojos estaban retrasadas temporalmente. Ogle (1963) comprobó experimentalmente que no se afectaba a la percepción estereoscópica si el intervalo entre presentación de los estímulos para un ojo y otro no superaba los 25 ms, empeorándose la estereopsis a medida que el intervalo aumentaba, hasta llegar a los 100 ms, donde se perdía (otros autores aumentan este valor hasta los 250 ms). Este resultado, contrastado con otras experiencias, indica que la estereopsis es un proceso que se produce integrando pequeños intervalos de tiempo. Los trabajos de Engel (1970) demuestran que el límite de integración está directamente relacionado con el tiempo de persistencia de una imagen en la retina.

Efecto del movimiento lateral de los estímulos

Al igual que ocurre con la agudeza vernier, la estereoagudeza no se ve afectada por movimientos en los estímulos si éstos no superan los 2°/s (Westheimer y McKee, 1977)

13.5.9 *Efecto de la práctica*

Es conocido que la agudeza vernier mejora ostensiblemente con la práctica y, de forma similar, existen multitud de evidencias que señalan que la agudeza visual estereoscópica se puede mejorar con la práctica. Wittenberg (1969) comprobó que sobre una población de 20 sujetos entrenados durante dos semanas se obtenían valores significativamente mejores que sobre un grupo de control. Sin embargo, las importantes diferencias obtenidas entre los observadores hace muy difícil teorizar sobre las posibles causas de estas mejoras.

13.6 Aspectos temporales de la estereopsis

13.6.1 *El efecto Pulfrich*

El efecto más conocido que une estereopsis con objetos en movimiento es el conocido como efecto Pulfrich, que se descubrió en 1922. Este efecto se produce al observar el movimiento oscilatorio de un péndulo en un plano frontal al observador cuando colocamos un filtro gris o coloreado sobre uno de los ojos. El movimiento del péndulo parece seguir una elipse en profundidad, con el eje

digitalia
www.digitalia.us

mayor coincidente con el eje real de movimiento. El movimiento es a favor de las agujas del reloj cuando el filtro se coloca sobre el ojo izquierdo y contrario cuando se coloca sobre el ojo derecho. Este efecto debe su nombre a Carl Pulfrich, diseñador de aparatos estereoscópicos para Carl Zeiss y, paradójicamente, ciego de un ojo, con lo que nunca pudo ver el efecto que llevaba su nombre. Pulfrich comprobó que el efecto se veía con mayor o menor nitidez en función de la densidad del filtro que se utilizaba.

Disparidad binocular basada en la latencia visual

La explicación del efecto que el mismo Pulfrich teorizó era que el estímulo que se veía con el ojo con filtro era «registrado» con una latencia mayor que el que se veía con el ojo sin filtro. Es decir, la información del ojo con filtro llegaba al córtex cerebral con un retraso temporal. Para un objeto estacionario, esta latencia no tiene consecuencias prácticas, pero cuando el objeto está en movimiento, el ojo con filtro ve la imagen correspondiente al péndulo en un momento anterior al que está viendo el ojo sin filtro. Estas dos imágenes crean una disparidad binocular para el objeto en movimiento en cualquier punto de la trayectoria. Con una simple regla matemática es posible comprobar que estas diferencias suponen que el péndulo recorre una elipse en profundidad (Lit, 1949), como se muestra en la fig. 13.23. Se podría argumentar que, debido a que existen diferencias que son proporcionales al cuadrado de la distancia, la disparidad creada cuando el objeto parece estar por delante sería diferente a la que se observa cuando el objeto está por detrás. Sin embargo, Levick et al. (1972) demostraron que, aunque la forma aparente es una elipse, el eje mayor de la elipse no coincide exactamente con el eje de oscilación del péndulo, quedando un poco por detrás. Sin embargo otras experiencias posteriores han comprobado que existen diferencias respecto de una elipse que no pueden ser explicadas con la hipótesis de la latencia (Landrigan y Bader, 1981).

digitalia
www.digitalia.us

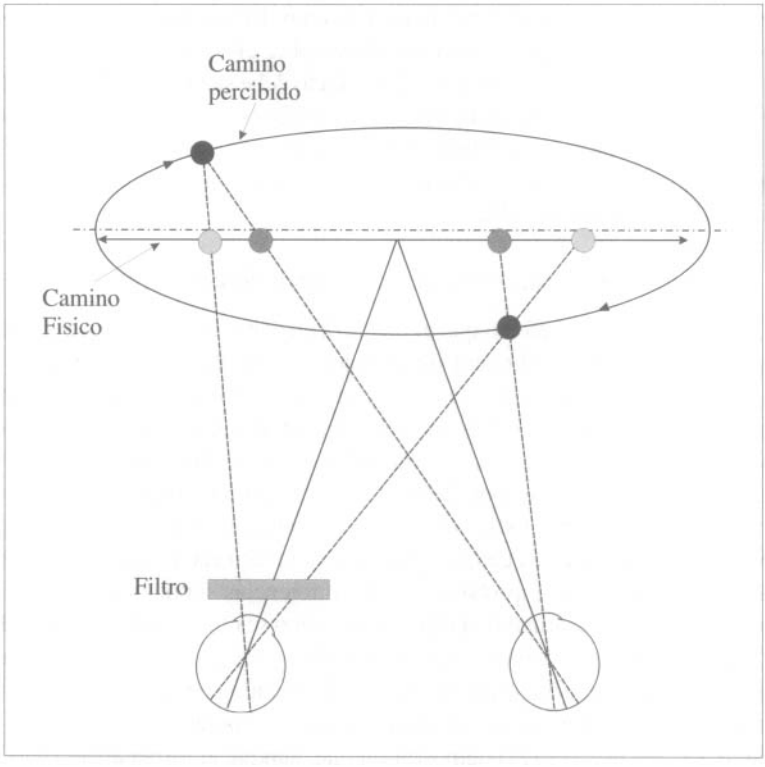


Fig. 13.23 Esquema para la explicación del Efecto Pulfrich. Al moverse el objeto (en gris oscuro), cada uno de los ojos percibe una imagen distinta al haberse introducido un retraso interocular temporal por la interposición del filtro sobre el ojo izquierdo. Mientras el ojo derecho observa el objeto en movimiento, el ojo izquierdo percibe una imagen retrasada (en gris claro). La interpretación de estas dos imágenes es la de un objeto con movimiento elíptico (en negro)

La hipótesis de la latencia predice correctamente que el efecto Pulfrich se incrementa con un filtro de mayor densidad (Lit 1949, 1960) y se ha comprobado que depende efectivamente de la distancia de observación, luminancia y fondo (Lit 1960, 1968). Estas características hicieron que Pulfrich propusiese su efecto como un método para comprobar la luminosidad relativa entre diferentes colores, aunque como bien se comprobó posteriormente, esto implicaría que los fenómenos de latencia serían independientes de la longitud de onda, que no es el caso.

Existen multitud de experiencias posteriores que abogan por la existencia de una latencia en el procesado de la señal debido a la existencia de un filtro de densidad en uno de los ojos.

Este espectacular efecto ha sido incluso utilizado como método de creación de películas 3D. En particular, se filmó con una cámara desde la ventanilla de un tren, de forma que los objetos más próximos se movían más rápidamente que los más lejanos. Si la dirección del movimiento era hacia la derecha, al poner un filtro

de densidad sobre el ojo derecho, los objetos más rápidos creaban disparidades diferentes a los más lentos, dando una sensación tridimensional muy vívida. Esta experiencia ha sido utilizada muchas veces en la BBC.

También es posible comprobar este efecto mirando la imagen ruidosa de un televisor no sintonizado («nieve»). La imagen parece tomar tridimensionalidad y los puntos describen un movimiento circular en profundidad.

Explicaciones alternativas

Aunque la explicación basada en la latencia es consistente y explica el efecto Pulfrich, se han sugerido dos explicaciones alternativas a ésta. La primera, propuesta por Harker (1967) se basa en la idea de la supresión sacádica que acompaña a los movimientos voluntarios de los ojos y los microsacádicos. Dado que el periodo de supresión es función de la iluminación del objeto, se puede explicar el efecto Pulfrich por esta vía ya que, en un objeto en movimiento, la supresión sacádica ocurriría primero en el ojo filtrado y después en el no filtrado. Aunque exista este tipo de supresión en la visión de objetos en movimiento, parece una explicación mucho más compleja que la propuesta por Pulfrich. La segunda teoría se basa en que la latencia varía con la luminancia del estímulo, tal y como indica la teoría de la latencia, pero que la forma elíptica percibida no depende de la disparidad espacial, sino temporal. La explicación basada en la disparidad espacial basada, a su vez, en la latencia visual asume que el sistema visual calcula en cada momento la diferencia espacial de disparidad. Sin embargo, es posible suponer que el sistema visual lo que hace es comprobar la diferencia temporal en la estimulación de puntos correspondientes de las dos retinas (Ross, 1974). Esta explicación tiene como base la evidencia fisiológica de células del área 18 del gato que están sintonizadas tanto a disparidad espacial como temporal.

13.6.2 *El efecto Mach Dvorak*

Una variación importante del efecto Pulfrich que tiene que ver con la hipótesis de disparidades temporales es el efecto Mach Dvorak. En él se parte de nuevo de un péndulo, pero en este caso, se ilumina con dos luces estreboscópicas con la característica de que cada ojo ve sólo una de las luces, pero ligeramente desfasadas. En estas condiciones, no se utilizan filtros y en ningún momento se pueden ver dos imágenes desfasadas simultáneamente. Los observadores indicaban que, al igual que en el efecto Pulfrich, se observaba un movimiento elíptico en profundidad. Lee (1970*a*) comprobó que cuando la iluminación era a 20 Hz y la imagen del ojo izquierdo era vista 25 ms después que la del ojo derecho, el movimiento aparente era a favor de las agujas del reloj y, si era 25 ms antes que la del ojo derecho, en contra de las agujas del reloj.

El efecto Pulfrich estreboscópico

En este caso, a la luz estreboscópica se le unía la utilización de un filtro neutro. Lee (1970*b*) comprobó que se podía anular el efecto si se utilizaba una combinación adecuada de filtro y retraso entre las luces de cada uno de los ojos, de forma que se compensaran mutuamente los efectos.

13.6.3 *Luminancia y latencia visual*

El efecto Pulfrich ha sido y es uno de los mejores medios para estudiar la dependencia de la latencia visual respecto de la luminancia. Multitud de estudios han comprobado esta relación, pero sin duda el más completo es el de Lit (1949), que llevó a cabo el primer estudio completo. En su montaje se hacía uso de una varilla vertical que se movía siguiendo un movimiento armónico simple frente a un fondo iluminado uniformemente con 610 mililamberts. Aunque no se podían medir directamente las latencias absolutas, siempre se podía determinar la diferencia de latencias entre los dos ojos Δt en función del filtraje relativo de un ojo respecto del otro ($\Delta \log I$) y de la iluminación de la escena (I). Alpern (1968) a partir de los datos de Lit consiguió obtener una expresión empírica de la latencia visual (T) a partir de estos datos, sugiriendo una expresión potencial de la forma:

$$T = kI - p \tag{13.4}$$

Donde T es la latencia visual, k una constante y p el exponente de la ley potencial que, en este caso, fue de – 0.2 Esto significa que por cada unidad logarítmica de bajada de luminancia, la latencia visual se retrasa un 60%.

13.6.4 *Adaptación a la luz y a la oscuridad*

En los estudios de Pulfrich, ambos ojos eran siempre adaptados a sus luminancias de trabajo. Esto podría hacer dudar de la influencia del estado de adaptación de cada uno de los ojos. De hecho, se puede obtener un resultado similar al obtenido por Pulfrich sin necesidad de usar filtros si los ojos se encuentran en diferentes estados de adaptación, aunque siempre mucho más débil que el efecto con filtros. Por ejemplo, Rock y Fox (1949) obtuvieron resultados similares a los que se obtendrían con un filtro de densidad 0.1 tras 15 minutos de adaptación. Rogers y Anstis (1972) comprobaron que la adaptación influía en la latencia visual y construyeron una gráfica que indicaba la dependencia de la latencia con la adaptación mostrada en la figura 13.24.

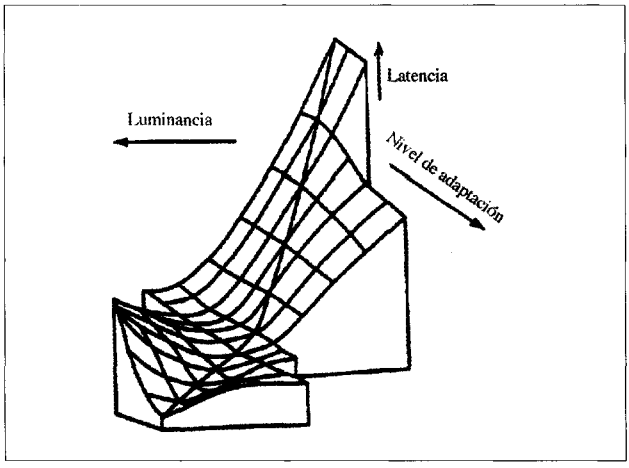


Fig. 13.24 Resultados de Rogers y Antis (1972): relación entre la latencia, nivel de adaptación y luminancia

En esta gráfica se ve como la mayor influencia en la latencia no es la adaptación, sino el nivel de luminancia. De hecho, si el observador está adaptado a la oscuridad no hay prácticamente influencia en la latencia.

13.6.5 *Movimientos oculares*

El efecto Pulfrich se ve mejor si el observador mantiene su fijación en un punto, aunque también se puede observar si sigue la elipse formada. Sin embargo, cuanto mejor siga el péndulo el observador, la diferencia entre las imágenes es menor y el efecto se observa en menor proporción. Si el observador es capaz de seguir el movimiento físico del péndulo, no se observa efecto Pulfrich. Algunos autores como Rogers et al. (1974) han señalado que se ve mucho mejor el efecto cuando se sigue la trayectoria elíptica si existen puntos de referencia estacionarios externos a la misma.

PROBLEMAS

Problemas resueltos

1. Sean dos estudiantes A y B con umbrales de estereopsis $\eta_U(A)= 0.0035\ \Delta$ y $\eta_U(B) = 0.0018\ \Delta$, respectivamente. Si los estudiantes A y B se encuentran paseando a la par sobre un callejón del campus y observan a lo lejos a otras dos personas C y D a una distancia de 100 m, de forma que la persona C está realmente 4 m más lejos que D, ¿cuál de los dos estudiantes A y B será capaz de discriminar estereoscópicamente la posición relativa de las personas C y D? Justifica la respuesta. (Considera para ambos que la *dip* = 62 mm.)

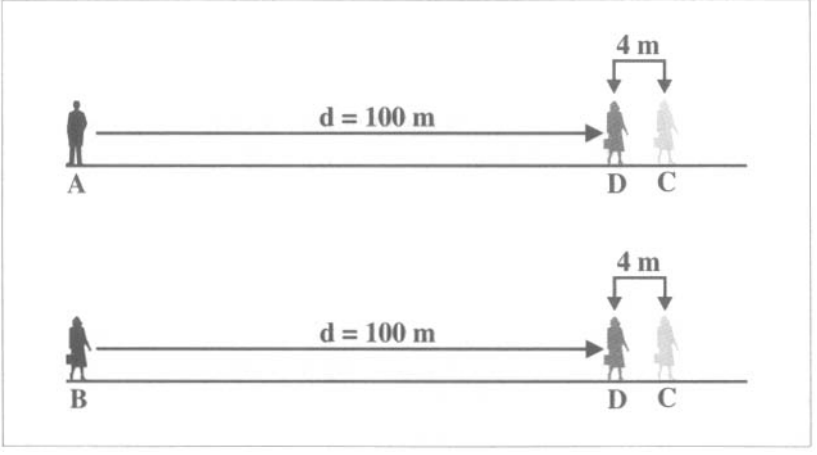


Fig. 13.25 Esquema del problema nº 1.

Este tipo de problema describe un caso típico donde nuestras habilidades o pistas empíricas monoculares no ayudan para realizar juicios de profundidad. Esquemáticamente, se podría describir usando del modo siguiente (fig. 13.25).

Lo que pide, por tanto, el problema es averiguar si los sujetos A y B, aplicando solamente juicios de estereopsis, serán capaces de percibir que el sujeto C está más lejos que el sujeto D. El primer paso para la resolución será calcular la agudeza visual estereoscópica *AVE* de los sujetos A y B, que, como sabemos, es la inversa del umbral de estereopsis en segundos de arco. Disponiendo como dato inicial el umbral de estereopsis η_U en dioptrías prismáticas (Δ) y recordando que $1\ \Delta = 0.01$ rad, pasamos el umbral de estereopsis de cada sujeto a segundos de arco:

$$\begin{aligned}&\text{Para el sujeto A :}\\&\eta_U(\mathrm{A}) = 0.0035\ \Delta = 3.5e-5\ \text{rad} = 2.01e-3\ \text{deg} = 7.22\,''\\&\text{Para el sujeto B :}\\&\eta_U(\mathrm{B}) = 0.0018\ \Delta = 1.8e-5\ \text{rad} = 1.03e-3\ \text{deg} = 3.71\,''\end{aligned} \tag{13.5}$$

(Recuérdese que π rad = 180 deg y que 1 deg = 60*60 segundos de arco.)

Por tanto, la agudeza visual estereoscópica correspondiente a cada sujeto valdrá:

$$\begin{aligned}AVE(\mathrm{A}) &= \frac{1}{\eta_U(\mathrm{A})} = \frac{1}{7.22} = 0.1385\\AVE(\mathrm{B}) &= \frac{1}{\eta_U(\mathrm{B})} = \frac{1}{3.71} = 0.2693\end{aligned} \tag{13.6}$$

Con este resultado somos capaces de decir que, en general, el sujeto B tiene mejor estereopsis que el sujeto A, pero ¿será suficiente con esto para decir que el sujeto B percibe a C más alejado que D, mientras que el sujeto A no es capaz de notarlo? Veamos qué pasa en realidad. Aunque la agudeza visual estereoscópica *AVE* es la inversa del umbral de estereopsis η_U, podemos expresar estos parámetros visuales usando la distancia de observación *d*, la distancia interpupilar *dip*, etc:

$$AVE(i) = \frac{d^2}{206.265 \cdot dip(i) \cdot \Delta d(i)}\ ,\quad dip \text{ en mm},\quad i = \mathrm{A}, \mathrm{B} \tag{13.7}$$

donde Δd es el intervalo o separación relativa entre dos objetos donde no somos capaces de hacer juicios de estereopsis dentro de este intervalo.

Esto significa que Δd no es, como podría parecer, 4 metros (= Δd_{DC}), que es lo que separa físicamente a los sujetos C y D. Por tanto, el problema se resolverá cuando sepamos si el umbral diferencias de estereopsis $\Delta d(i)$ de los sujetos A y B es mayor o menor que Δd_{DC}. En consecuencia, despejando $\Delta d(i)$ de la última ecuación obtenemos que:

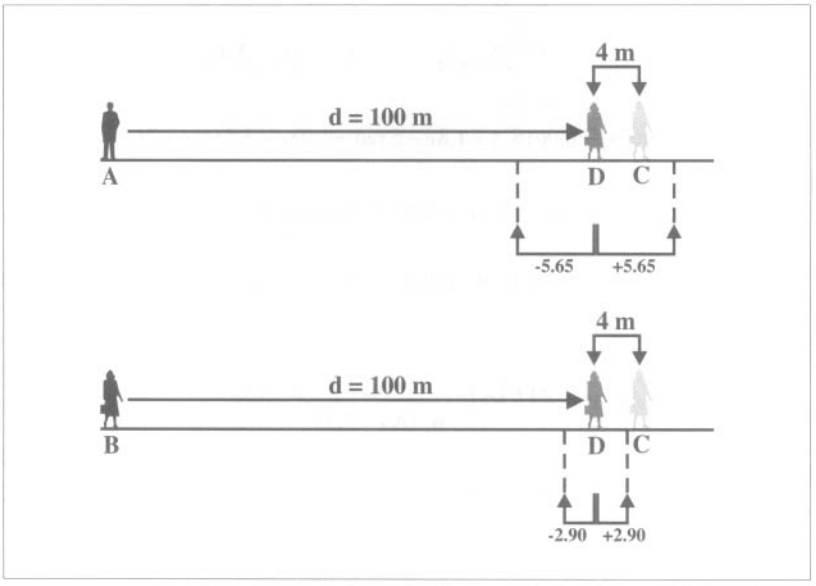


Fig. 13.26 Esquema para la resolución final del problema n° 1.

Para el sujeto A:

$$\Delta d(\mathrm{A}) = \frac{d^2}{206.265 \cdot dip(\mathrm{A}) \cdot AVE(\mathrm{A})} = \frac{(100)^2}{206.265 \cdot 62 \cdot 0.1385} = 5.65 \text{ m}$$

Para el sujeto B: (13.8)

$$\Delta d(\mathrm{B}) = \frac{d^2}{206.265 \cdot dip(\mathrm{B}) \cdot AVE(\mathrm{B})} = \frac{(100)^2}{206.265 \cdot 62 \cdot 0.2693} = 2.90 \text{ m}$$

Esto significa, por tanto, que apoyándonos en el esquema n° 2 del problema (fig. 13.26):

- La estudiante B sí será capaz de percibir estereoscópicamente que la persona C está más lejos que la persona D porque la separación relativa $\Delta d_{DC} = 4 > \Delta d(\mathrm{B}) = 2.90$.
- En cambio, como $\Delta d_{DC} = 4 < \Delta d(\mathrm{A}) = 5.65$, el estudiante A no será capaz de percibir que C está más lejos que D, para él ambos se percibirán aparentemente a la misma profundidad cuando realmente no es así.

Por lo tanto, para concluir, si los estudiantes A y B comentan la presencia de los sujetos C y D, ambos tendrán opiniones dispares de lo que ven: A dirá que los percibe juntos, mientras que B dirá que los percibe separados. (Y ambos tendrán razón.)

2. Supongamos a dos personas, A y B, con *dip* = 64 mm, que reman cerca de la costa y observan en el horizonte 3 barcos veleros, identificados como «1», «2» y «3» (fig. 13.27). Sin ningún punto de referencia sobre el que apoyarse para emitir juicios de profundidad usando pistas monoculares, ambas personas deben utilizar su capacidad estereoscópica para indicar cuál es la profundidad relativa de los tres veleros. Usando el concepto de distancia limitante d_L en estereopsis averigua qué inferirían las personas A y B respecto a la posición relativa de los tres veleros si las agudezas visuales estereoscópicas de ambos son respectivamente 0.15 y 0.25.

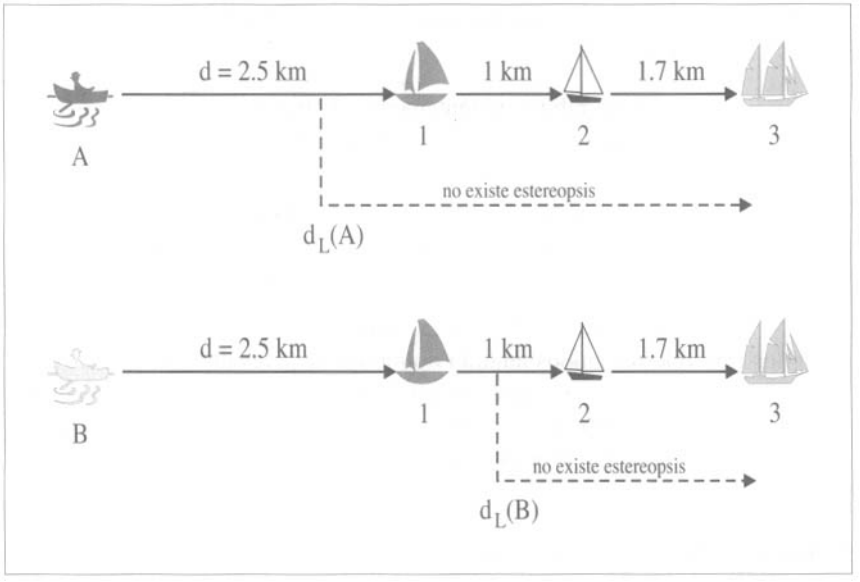


Fig. 13.27 Esquema del problema 2 sobre fotografía aérea estereoscópica.

La distancia limitante marca el rango máximo de distancias en el que podemos hacer juicios de estereopsis. En efecto, si imponemos que el intervalo de no-estereopsis Δd es tan grande que se iguala a la distancia de observación d ($= d_L$), se obtiene que:

$$AVE = \frac{d^2}{206.265 \cdot dip \cdot \Delta d} \xrightarrow{d \equiv \Delta d} d_L = 206.265 \cdot dip \cdot AVE \quad (13.9)$$

Por tanto, para resolver este problema solamente necesitamos calcular las distancias limitantes correspondientes a cada persona A y B:

$$\begin{aligned}&\text{Para el sujeto A :}\\&d_L(\mathrm{A}) = 206.265 \cdot dip \cdot AVE(\mathrm{A}) = 206.265 \cdot 64 \cdot 0.15 = 1.980 \text{ km}\\&\text{Para el sujeto B :}\\&d_L(\mathrm{B}) = 206.265 \cdot dip \cdot AVE(\mathrm{B}) = 206.265 \cdot 64 \cdot 0.25 = 3.300 \text{ km}\end{aligned} \qquad (13.10)$$

Esto significa que, marcando estas posiciones en la figura adjunta del problema, cualquier par de objetos más alejados que la distancia limitante se percibirán aparentemente a la misma profundidad a pesar de que puedan estar separados realmente varios kilómetros de distancia. Por tanto, las inferencias que harán los sujetos A y B respecto a las posiciones relativas de los tres veleros serán:

- El remero A percibirá aparentemente los tres veleros a la misma profundidad, porque los tres se encuentran más alejados que su distancia limitante.
- En cambio, el remero B será capaz de percibir que el velero «1» está más cerca que los veleros «2» y «3»; pero, sin embargo, percibirá aparentemente a la misma profundidad los veleros «2» y «3», igual que el remero A.

Por lo tanto, para concluir, si los remeros A y B comentan la presencia de los tres veleros, ambos tendrán opiniones dispares de lo que ven: A dirá que los percibe juntos, mientras que B dirá que un velero (el «1») lo percibe más cerca que el resto, pero que los otros dos («2» y «3») los percibe juntos, igual que el sujeto A. (Y ambos tendrán razón.)

3. Un avión de reconocimiento se acerca en línea recta a un pico montañoso S(x,y,z) a la misma altura h = 8000 m del suelo, con una separación e = 200 m del pico (fig. 13.28). A bordo del avión se dispone una cámara fotográfica de 35 mm (de focal) en posición perpendicular y enfocando al suelo. Antes de traspasar la montaña, se toman dos fotos del suelo con una diferencia de trayectoria *dip* = 1000 m, de forma que en las dos tomas, aparece registrada y fácilmente reconocible la montaña. Comparando las posiciones horizontales x'_I y x'_D del pico se puede obtener su profundidad z y así estimar la altura a del pico. A tal técnica se le denomina *paralaje estereoscópico* en fotografía aérea y su aplicabilidad desde el punto de vista geológico, geográfico y militar es enorme. Si suponemos entonces que x'_I = 15.65 mm y x'_D = 7.30 mm, averigua con los datos anteriores la altura a del pico de la montaña.

   A efectos prácticos, trabajar con dos cámaras en paralelo (como dos ojos en posición primaria) o una cámara tomando dos vistas en dos posiciones diferentes, como es el caso en este problema, es lo mismo. La configuración del problema con una sola cámara en dos posiciones distintas es, por tanto, la configuración ideal en visión artificial 3D (Faugeras, 1996; González Jiménez, 2000: 329; Xu, Zhang, 1996) y en fotogrametría (Lerma García, 1999; Lerma

García, 2002) para el cálculo de la profundidad o la altura. En realidad, si analizamos la figura adjunta al revés tenemos o parece un caso de convergencia asimétrica con los dos ojos en posición primaria (ejes visuales paralelos). En este caso, cada posición de la cámara en el avión se corresponderá con cada ojo: posición 1 = ojo izquierdo, posición 2 = ojo derecho.

Aplicando triángulos semejantes para obtener las dos rotaciones monoculares horizontales y la rotación monocular vertical (será la misma en cada ojo al considerar posición primaria) supuestamente ejecutadas, tenemos un sistema de 3 ecuaciones con 3 incógnitas (x, y, z):

$$\left.\begin{aligned} x'_{\mathrm{I}} &= \frac{x + \frac{dip}{2}}{z} \\ x'_{\mathrm{I}} &= \frac{x - \frac{dip}{2}}{z} \\ y' &= \frac{y}{z} \end{aligned}\right\}_{\mathrm{NRet}} \qquad (13.11)$$

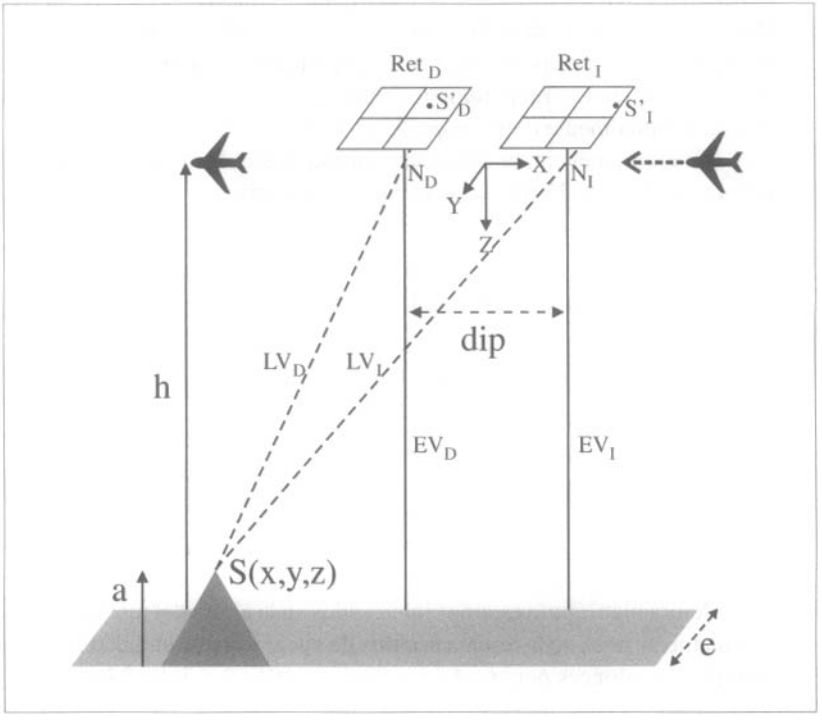


Fig. 13.28 Esquema del problema 3 sobre fotografía aérea estereoscópica.

Restando las dos primeras ecuaciones despejamos la profundidad z; sumando, en cambio, las dos obtenemos la distancia sobre la línea de vuelo x del pico de la montaña respecto a la posición intermedia (como ojo cíclope) de las posiciones de las dos tomas fotográficas, y, sustituyendo la profundidad z en la última ecuación, se obtiene el desplazamiento lateral y (= e) de la línea de vuelo respecto del pico de la montaña. Por tanto, tenemos que:

$$z = dip \frac{\text{NRet}}{x'_I - x'_D}$$

$$x = \frac{dip}{2} \frac{x'_I + x'_D}{x'_I - x'_D} \tag{13.12}$$

$$e = dip \frac{y'}{x'_I - x'_D}$$

Como ya se explicó en el capítulo 8, al considerar posición primaria para los ojos (o cámaras, o cámara en dos posiciones distintas) el lugar de correspondencia retiniana en las dos imágenes es una línea recta (línea epipolar), de ahí que la posición vertical y' en los dos puntos-imagen S'_I y S'_D sea la misma. Por tanto, solamente la diferencia en las coordenadas laterales (x'_I - x'_D) de los dos puntos correspondientes es la responsable principal de la estimación de la profundidad z. Tal parámetro, como ya se ha remarcado otras veces, se denota habitualmente como *disparidad* (imagen o retiniana) Δ.

En consecuencia, con los datos numéricos del enunciado, teniendo en cuenta que *NRet* = 35 mm y las expresiones anteriores, obtenemos que:

$$y' = \frac{e}{dip}(x'_I - x'_D) = \frac{200}{1000}(15.65 - 7.30)e - 3 = 1.67 \text{ mm}$$

$$x = \frac{dip}{2} \frac{x'_I + x'_D}{x'_I - x'_D} = \frac{1000}{2} \frac{15.65 + 7.30}{15.65 + 7.30} = 1374.25 \text{ m} \tag{13.13}$$

$$z = dip \frac{\text{NRet}}{x'_I - x'_D} = 1000 \frac{35}{15.65 - 7.30} = 4191.62 \text{ m}$$

Ahora bien, como estamos interesados en la altura del macizo montañoso, solamente nos queda restar a la altura de vuelo h la profundidad z calculada, obteniendo entonces que $a = h - z = 8000 - 4191.62 = 3808.38$ m.

Problemas propuestos

4. Si un sujeto con una *dip* = 64 mm es capaz de distinguir estereoscópicamente sobre una distancia de fijación de 6 m un intervalo mayor que 5 cm, ¿cuál es la agudeza visual estereoscópica *AVE* de esta persona?

   Solución: η_U = 18.335 segundos de arco, AVE = 0.055.

5. Calcula la disparidad binocular η entre dos puntos, P(fijación) y S, tal que P se encuentra a 45 cm delante de los ojos y S a una distancia 32 cm delante los ojos. (Supón una *dip* = 6.4 cm)

   Solución: η = 0.903 am = 5.778 Δ = 3.310 deg = 3° 18' 37 " de arco = 0.0578 rad.

6. Si consideramos un punto de fijación P a una distancia d = 3.2 m sobre la línea media, ¿cuáles son los puntos S sobre la línea media en los que se determina la misma disparidad binocular $\eta_{\pm}$ = 10 min de arco respecto al punto P? (Consideremos una *dip* = 6.5 cm)

   Solución: $\eta_{\pm}$ = 10' = 2.909 10^{-3} rad , punto S más cerca de P a 2.799 m de los ojos, punto S más lejos de P a 3.735 m de los ojos.

This page intentionally left blank

digitalia
www.digitalia.us

14. Estereopsis II

14.1 Estereogramas

Un estereograma es una imagen que oculta un patrón de disparidades binoculares, por lo que en condiciones adecuadas de observación se puede visualizar la figura tridimensional o en relieve que oculta. Existen básicamente dos tipos de estereogramas: parejas estereoscópicas y estereogramas de papel pintado.

Las parejas estereoscópicas, como su nombre indica, son un par de imágenes que, disociando adecuadamente los dos ojos, se ven por separado pero al fusionarse corticalmente las dos imágenes retinianas se perciben de forma estereoscópica. La disociación se puede hacer de forma libre —técnica conocida como *fusión libre*, y que explicaremos a continuación— mediante un par de filtros ópticos (rojo-verde, cian-rojo, polarizados, etc.) o un estereoscopio (§ capítulo 7), ya sea de espejos o de lentes positivas descentradas. Tradicionalmente, las parejas estereoscópicas pintadas de colores complementarios (rojo y verde, cian y rojo, etc.) para ser visualizadas con filtros coloreados, se denominan *anaglifos* (fig. 14.1), los cuales son bastante utilizados en la práctica optométrica cuando los pacientes no están entrenados en la técnica de fusión libre. Otras veces, las parejas estereoscópicas se visualizan por separado en instrumentos ópticos especiales como los estereoscopios, pseudoscopios, cine Imax, etc.

digitalia
www.digitalia.us

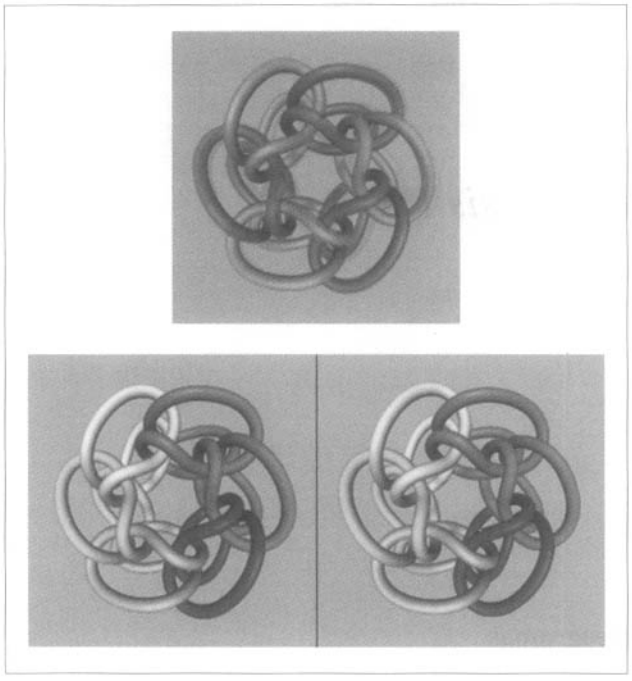


Fig. 14.1 Ejemplo de un anaglifo verde (OI) - rojo (OD) (arriba) y su pareja estereoscópica para visualizar en visión cruzada. [De http://www.3dexpo.com]

Los estereogramas de papel pintado, o simplemente estereogramas, son imágenes compuestas por un tapiz que se repite horizontalmente pero un poco distorsionado para ocultar el patrón de disparidades binoculares. El tapiz, o papel pintado (*wallpaper*), puede estar compuesto de puntos aleatorios blancos y negros o coloreados, de símbolos de tamaños diferentes, etc.; o de una imagen compleja, con una figura reconocible, pero que luego no será la figura tridimensional completa que se observe. El cómo se distorsiona la imagen tapiz y se controla el patrón de disparidades binoculares lo veremos más adelante, pero el principio del mismo se puede explicar usando parejas estereoscópicas.

A la hora de diseñar básicamente cualquier tipo de estereograma, debe comprobrarse que la disparidad binocular generada en el mismo debe ser superior al umbral de estereopsis del observador. Para ello, resulta adecuado definir el *factor de visibilidad* del estereograma como $V = |\eta_{min}/\eta_U|$, siendo η_{min} la disparidad binocular mínima presentada en el estereograma y η_U el umbral de estereopsis del observador. Si V es menor que la unidad, la probabilidad de que el sujeto perciba la profundidad o el relieve del estereograma será muy baja. En cambio, si V es mayor que la unidad la probabilidad de que el sujeto reconozca la figura tridimensional del estereograma será muy alta: si V aumenta mucho, mayor facilidad tendrá el observador para reconocer el motivo tridimensional oculto del estereograma. Considerando umbrales de estereopsis normales,

η_U = 20", recomendamos que la visibilidad de un estereograma sea superior a 10, es decir, que la disparidad binocular mínima η del estereograma sea superior a 200 segundos de arco.

14.1.1 *Fusión libre*

Tradicionalmente, se han usado parejas estereoscópicas y estereogramas de papel pintado sobre estereoscopios para disfrutar o analizar las capacidades estereoscópicas de nuestro sistema visual. Sin embargo, es posible visualizarlos en relieve directamente sin la ayuda de instrumentos ópticos especiales. Para ello, la clave está en convencer al observador de que puede controlar conscientemente sus movimientos oculares de vergencia. Veamos con el ejemplo numérico siguiente este procedimiento o técnica de entrenamiento visual para visualizar estereogramas.

Supongamos de partida que tenemos un estereograma (fig. 14.2) con dos puntos guía en su parte superior, sin saber a ciencia cierta cómo ha sido generado puesto que esto no es relevante para lo que sigue, y lo colocamos a 50 cm de nuestra cara. Centrado el estereograma aproximadamente sobre la línea media, los puntos guía 1 y 2 quedarán simétricamente situados respecto a ella, con unas posiciones $1(-\pi/2, d_S)$ y $2(\pi/2, d_S)$, siendo π = 1.75 cm la separación de los puntos o periodo del tapiz que se repite lateralmente a lo largo del estereograma, cuyo motivo 3D se desconoce a priori, y d_S = 0.5 m la distancia al plano del estereograma (fig. 14.3).

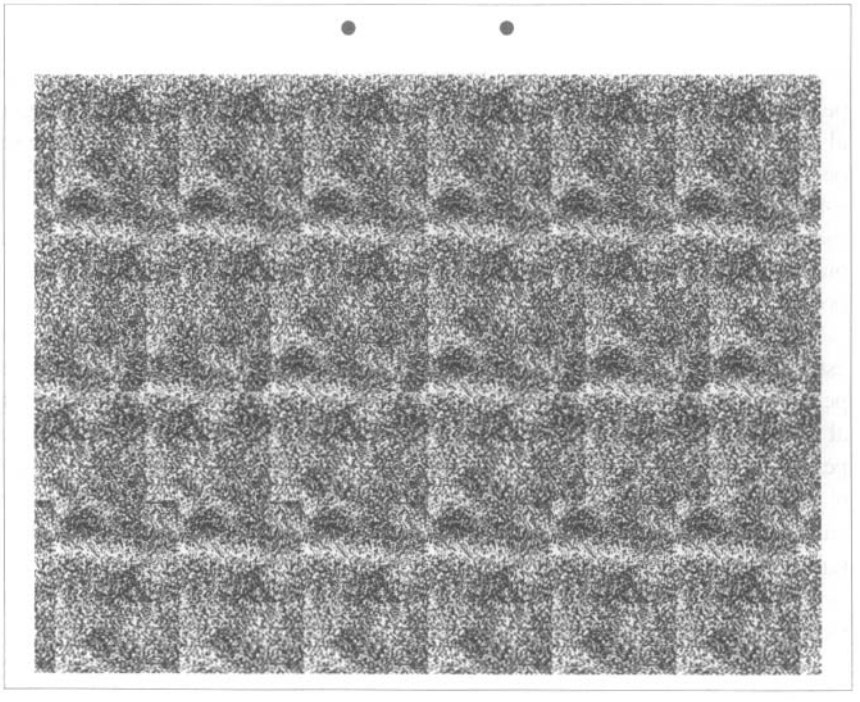


Fig. 14.2 Estereograma de puntos aleatorios con puntos guía para facilitar la percepción estereoscópica del motivo 3D oculto.

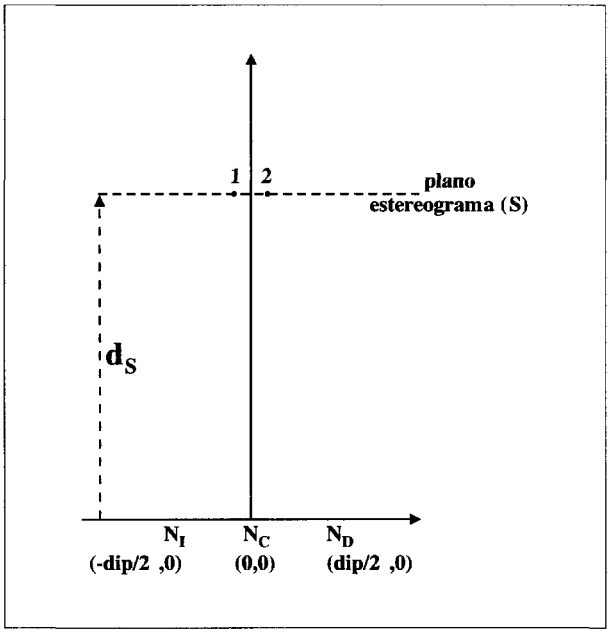


Fig. 14.3 Esquema inicial para la percepción ciclópea de un estereograma.

Si optamos por fijar binocularmente sobre un punto P más cercano que el estereograma (S), técnica que se conoce como *fusión libre en convergencia*, se percibirán dobles los puntos guía. Si controlamos la convergencia podemos llegar al instante de superponer o fusionar los dos puntos centrales de los cuatro que se percibían inicialmente. En este momento, se percibiría el motivo 3D oculto en el estereograma. Esto significaría que habríamos cambiado de lugar el punto P de fijación de la posición inicial. Por tanto, se puede calcular la posición correcta del punto P para que los puntos guía centrales de los cuatro percibidos se fusionen y podamos percibir en relieve la figura oculta del estereograma.

Si optamos por fijar binocularmente sobre un punto P más lejano que el estereograma (S), técnica que se conoce como *fusión libre en divergencia*, se percibirán dobles los puntos guía. Si controlamos la divergencia podemos llegar al instante de superponer o fusionar los dos puntos centrales de los cuatro que se percibían inicialmente. En este momento, se percibiría el motivo 3D oculto en el estereograma, pero diferente al anterior (molde inverso). Esto significaría que habríamos cambiado de lugar el punto P de fijación de la posición inicial. Por tanto, se puede calcular la posición correcta del punto P para que los puntos guía centrales de los cuatro percibidos se fusionen y podamos percibir en relieve la figura oculta del estereograma.

Para explicar ambos casos, apoyándonos en el ejemplo numérico que simulamos, solamente necesitamos tener en cuenta las leyes de dirección visual (§ capítulo 8), sobre todo, recordar la diferencia entre línea visual (LV) y eje

visual (EV), y cómo se aplica la ley 2c en cuanto a la traslación del ángulo de excentricidad al eje común (EC) del ojo cíclope.

En el primer caso, al sobreconverger por delante del plano de estereograma veremos los puntos guía doble, pero en diplopía fisiológica homónima (fig. 14.4).

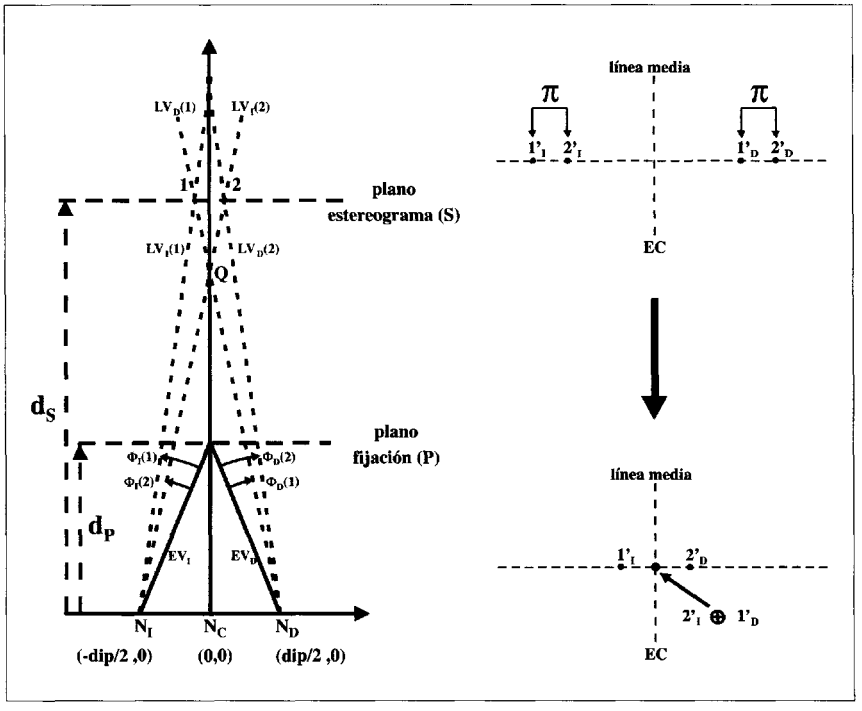


Fig. 14.4 Esquemas sobre la técnica de fusión libre en convergencia (visión cruzada).

El objetivo de esta técnica de fusión es superponer los puntos guía centrales, $2'_I \oplus 1'_D$, de tal forma que manteniendo este nivel de convergencia la figura 3D oculta (un rectángulo redondeado hacia fuera) aparecerá al cabo de pocos segundos. Para lograr esto, solamente es necesario desviar los ojos más de lo acostumbrado hasta notar que se ven tres puntos guía. Cuando esto se consigue, se habrá pasado de converger inicialmente en el punto P a hacerlo en el punto Q, o sea, que la convergencia $C_Q < C_P$, como punto de correspondencia binocular en visión cruzada. Para hallar la distancia de correspondencia binocular d_Q ($> d_P$) sólo debemos imponer que los puntos guía centrales queden superpuestos. Esto debe implicar que los ángulos de excentricidad asociados a estas dos imágenes dobles deben ser iguales y nulos: $\Phi_I(2) = \Phi_D(1) = 0$. Por tanto, teniendo en cuenta la distancia interpupilar *dip* y el sistema de coordenadas centrado en el ojo cíclope podemos aplicar trigonometría simple sobre las posiciones primarias de los dos ojos, como otras veces, obteniendo:

$$\Phi_I(2) = arctg\left(\frac{\frac{\pi}{2} + \frac{dip}{2}}{d_S}\right) - arctg\left(\frac{\frac{dip}{2}}{d_P}\right)$$
$$\Phi_D(1) = arctg\left(\frac{-\frac{\pi}{2} - \frac{dip}{2}}{d_S}\right) - arctg\left(\frac{-\frac{dip}{2}}{d_P}\right) \qquad (14.1)$$

Igualando entonces los argumentos en cualquiera de las dos expresiones y sustituyendo la distancia inicial de fijación d_P por d_Q se obtiene que:

$$\text{si } \Phi_I(2) = 0 \Rightarrow \frac{\frac{\pi}{2} + \frac{dip}{2}}{d_S} = \frac{\frac{dip}{2}}{d_Q}$$
$$\Rightarrow d_Q = \frac{d_S}{1 + \frac{\pi}{dip}} \qquad (14.2)$$

Tomando los datos numéricos de la simulación que seguimos y considerando un valor típico, 6.4 cm, para la distancia interpupilar queda que:

$$d_Q = \frac{d_S}{1 + \frac{\pi}{dip}} = \frac{50}{1 + \frac{1.75}{6.4}} = 39.26 \text{ cm} \qquad (14.3)$$

Es decir, que aunque tenemos el estereograma situado de forma estacionaria a 50 cm de nuestros ojos, éstos «buscan» un punto de fijación (Q) más cercano, a 39.26 cm, para conseguir percibir la figura 3D oculta (un rectángulo redondeado hacia fuera).

En el segundo caso, al infraconverger o diverger por detrás del plano de estereograma veremos de nuevo los puntos guía doble, pero en diplopía fisiológica cruzada (fig. 14.5). El objetivo de esta técnica de fusión es superponer los puntos guía centrales, $2'_D \oplus 1'_I$, de tal forma que manteniendo este nivel de divergencia la figura 3D oculta (un rectángulo redondeado hacia dentro) aparecerá al cabo de pocos segundos. Para lograr esto, se podría empezar con el estereograma pegado a la cara y con la visión relajada (en posición primaria), para después alejarlo paulatinamente hasta ver los tres puntos guía. Cuando esto se consigue, se habrá pasado de diverger inicialmente en el punto P al punto Q, o sea, que la convergencia $C_Q > C_P$, como punto de correspondencia binocular en visión paralela. Para hallar la distancia de correspondencia binocular d_Q ($< d_P$) sólo debemos imponer que los puntos guía centrales queden superpuestos. Esto debe implicar

que los ángulos de excentricidad asociados a estas dos imágenes dobles deben ser iguales y nulos: $\Phi_D(2) = \Phi_I(1) = 0$. Por tanto, siguiendo un procedimiento similar al anterior obtenemos que:

$$\Phi_D(2) = \operatorname{arctg}\left(\frac{\frac{\pi}{2} - \frac{dip}{2}}{d_S}\right) - \operatorname{arctg}\left(\frac{-\frac{dip}{2}}{d_P}\right)$$
$$\Phi_I(1) = \operatorname{arctg}\left(\frac{-\frac{\pi}{2} + \frac{dip}{2}}{d_S}\right) - \operatorname{arctg}\left(\frac{\frac{dip}{2}}{d_P}\right) \qquad (14.4)$$

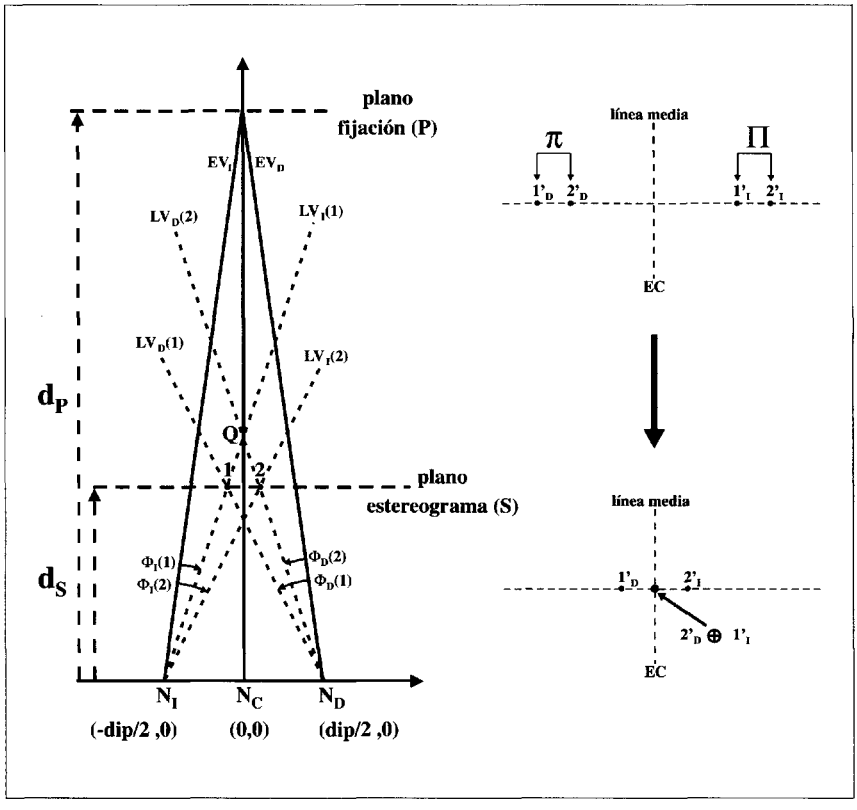


Fig. 14.5 Esquemas sobre la técnica de fusión libre en divergencia (visión paralela).

Igualando entonces los argumentos en cualquiera de las dos expresiones y sustituyendo la distancia inicial de fijación d_P por d_Q se obtiene que:

$$\text{si } \Phi_D(2) = 0 \Rightarrow \frac{\pi}{d_S} \cdot \frac{dip}{2} = \frac{dip}{d_Q} \cdot \frac{2}{2}$$

$$\Rightarrow d_Q = \frac{d_S}{1 - \frac{\pi}{dip}} \tag{14.5}$$

Con los datos numéricos ya conocidos obtenemos por tanto que:

$$d_Q = \frac{d_S}{1 - \frac{\pi}{dip}} = \frac{50}{1 - \frac{1.75}{6.4}} = 68.82 \text{ cm} \tag{14.6}$$

Es decir, que aunque tenemos el estereograma situado de forma estacionaria a 50 cm de nuestros ojos, éstos «buscan» un punto de fijación (Q) más lejano, a 68.82 cm, para conseguir percibir la figura 3D oculta (un rectángulo redondeado hacia dentro), que es justamente el molde inverso de la figura 3D percibida con la técnica de visión cruzada.

En resumen, los puntos guía son, como su nombre indica, un recurso de apoyo para la visualización de estereogramas. Con ellos, podemos optar por visualizar la figura 3D oculta de dos formas: visión cruzada y visión paralela (fig. 14.6). En tales circunstancias, la fijación binocular no se produce sobre el plano del estereograma, sino sobre un punto más cercano (en visión cruzada) o sobre un punto más lejano. En ambos casos, podemos relacionar la posición de correspondencia binocular o distancia verdadera de fijación d_Q con el periodo π del tapiz o patrón del estereograma, la distancia al plano del estereograma d_S y la distancia interpupilar *dip*:

$$d_Q = \frac{d_S}{1 \mp \frac{\pi}{dip}} \qquad \begin{pmatrix} - \\ + \end{pmatrix} \equiv \begin{pmatrix} \textit{visión paralela} \\ \textit{visión cruzada} \end{pmatrix} \tag{14.7}$$

digitalia
www.digitalia.us

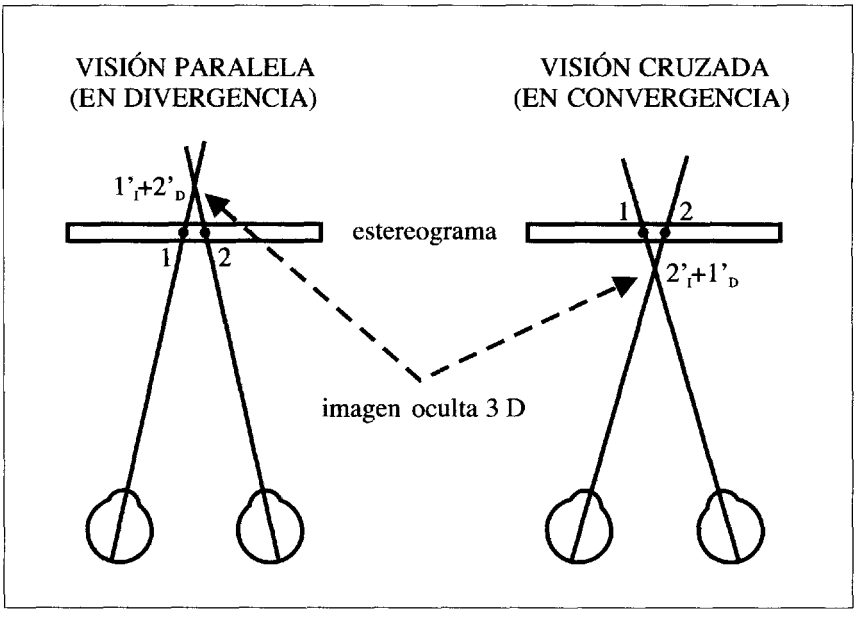


Fig. 14.6 Formas de visualización de los autoestereogramas mediante fusión libre.

Por último, dependiendo de si el diseño de la figura 3D oculta es geométricamente sencillo o no, las figuras 3D visualizadas con las dos técnicas de fusión libre son inversas entre sí. En el caso mostrado ambas figuras son claramente reconocibles, pero en otros casos, el estereograma está diseñado conscientemente para ser visualizado de forma correcta con una sola técnica de fusión.

14.1.2 *Parejas estereoscópicas en terapia visual*

Las parejas estereoscópicas normales, no tipo anaglifos, suelen ser figuras geométricas sencillas o escenas reales fotografiadas desde puntos de vista diferentes, como veremos más adelante en otra sección. Sin embargo, centraremos este apartado en cómo una pareja estereoscópica compuesta de círculos descentrados (fig. 14.7) puede usarse como test en terapia visual binocular. En esta simulación, la separación entre los centros de los círculos grandes Q es $\pi_Q = 5.1$ cm, mientras que la separación entre los círculos pequeños R es $\pi_R = 5.5$ cm, con lo que la disparidad objeto o descentramiento en cada parte entre los centros es $\Delta\pi = 2$ mm (hacia fuera). Al elegir cualquiera de las dos técnicas de fusión libre, se percibe claramente una sensación de profundidad relativa entre ambos círculos: el pequeño hacia fuera en visión cruzada, el pequeño hacia dentro en visión paralela. Suponiendo entonces que la distancia interpupilar *dip* = 6.2 cm, que $d = 40$ cm es la distancia a la que colocamos el estereograma, y que d_Q y d_R son las posiciones de correspondencia binocular para cada par de círculos de igual tamaño, podemos calcular en primer lugar la disparidad binocular (retiniana) η

que se consigue observar. Este caso ya se presentó parcialmente antes (§ fig. 5.6). También se avanzó el resultado de este problema (ec. 5.2) pero no su demostración, que es lo que haremos ahora.

$$\eta = \frac{2\Delta\pi}{d} \quad [\text{rad}] \tag{14.8}$$

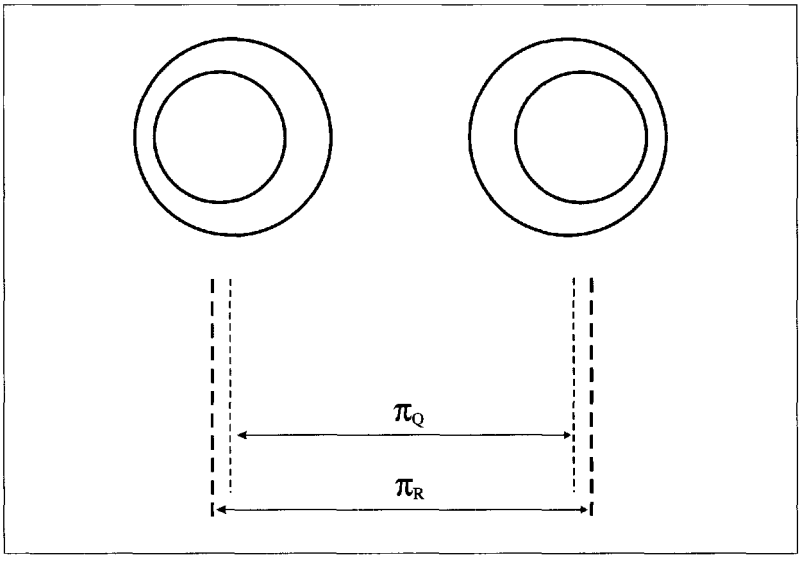


Fig. 14.7 Pareja estereoscópica de círculos descentrados y principio de su diseño.

Tal como se ha descrito, y sabemos de la sección anterior, debemos encontrar las posiciones d_Q y d_R de correspondencia binocular. O sea, que si consideramos la separación de centros de igual tamaño como el periodo π de la simulación anterior (fig. 14.8), obtenemos directamente un par de ecuaciones ya conocidas, pero que debemos asociar a cada par de círculos de igual tamaño. Aplicando triángulos semejantes entre la separación o periodo π y la distancia interpupilar *dip* obtenemos usando visión paralela que:

Visión paralela, círculos pequeños:

$$\frac{\pi_R}{d_R - d} = \frac{dip}{d_R} \Rightarrow d_R = \frac{d}{1 - \frac{\pi_R}{dip}}$$

Visión paralela, círculos grandes:

$$\frac{\pi_Q}{d_Q - d} = \frac{dip}{d_Q} \Rightarrow d_Q = \frac{d}{1 - \frac{\pi_Q}{dip}} \tag{14.9}$$

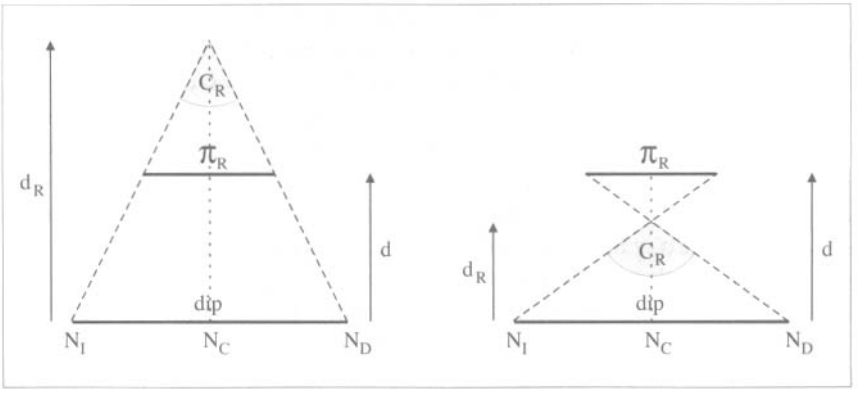


Fig. 14.8 Esquemas de correspondencia binocular (para los círculos pequeños R) según la técnica de fusión libre: visión paralela (izquierda) y visión cruzada (derecha). Se haría lo mismo para los círculos grandes (Q).

En cambio, al optar por la técnica de visión cruzada (fig. 14.8, derecha) obtenemos que:

$$\text{Visión cruzada, círculos pequeños:}\quad \frac{\pi_R}{d-d_R}=\frac{dip}{d_R}\Rightarrow d_R=\frac{d}{1+\dfrac{\pi_R}{dip}}$$

$$\text{Visión cruzada, círculos grandes:}\quad \frac{\pi_Q}{d-d_Q}=\frac{dip}{d_Q}\Rightarrow d_Q=\frac{d}{1+\dfrac{\pi_Q}{dip}} \qquad (14.10)$$

Con los datos numéricos de que disponemos podríamos entonces calcular todas las posiciones de correspondencia binocular para cada par de círculos de igual tamaño:

$$\text{Círculos pequeños:}\quad d_R=\frac{d}{1\mp\dfrac{\pi_R}{dip}}=\begin{cases}3.54\text{ m}\quad(\text{paralela})\\21.20\text{ cm}\quad(\text{cruzada})\end{cases}$$

$$\text{Círculos grandes:}\quad d_Q=\frac{d}{1\mp\dfrac{\pi_Q}{dip}}=\begin{cases}2.25\text{ m}\quad(\text{paralela})\\21.95\text{ cm}\quad(\text{cruzada})\end{cases} \qquad (14.11)$$

Esto significa, y es justamente el punto clave de la explicación de esta simulación, que al optar por una de las dos técnicas de fusión libre, la paralela o la cruzada, y percibir los círculos en profundidad relativa, cada uno de ellos tiene asociada una convergencia propia. Es decir, si en visión cruzada el círculo pequeño se ve hacia fuera, y el grande hacia dentro, el primero se percibe como si estuviera a 21.20 cm de los ojos, mientras que el segundo (el grande) se percibe como si estuviera a 21.95 cm. En cambio, si en visión paralela el círculo pequeño se ve hacia dentro, y el grande hacia fuera, el primero se percibe como si estuviera a 3.54 m de los ojos, mientras que el segundo (el grande) se percibe como si estuviera a 2.25 m. Por tanto, esta diferencia de convergencias ($C_R - C_Q$) será lo que genere la disparidad binocular η que notemos. Esto significa que, aparentemente, la distancia d al plano del estereograma no interviene explícitamente, aunque por la ecuación final que ya sabemos (ec. 14.8) parece que sí. Veamos pues cómo se llega a ella.

Como estamos planteando la sensación de profundidad relativa η entre los dos círculos, igual nos da poner $\eta = C_R - C_Q$ que $\eta = C_Q - C_R$, porque el signo final obtenido solamente indicará cual de las dos figuras estará por delante o por detrás de la otra. Escojamos por ejemplo $\eta = C_R - C_Q$ sabiendo de antemano que en visión cruzada el signo final será positivo, mientras que será negativo en visión paralela. Recordando entonces que los ángulos de convergencia C se toman desde la línea media, podemos expresarlos como:

$$C_R = 2\,\mathrm{arctg}\left(\frac{dip}{2\,d_R}\right) = 2\,\mathrm{arctg}\left(\frac{dip \mp \pi_R}{2\,d}\right)$$
$$C_Q = 2\,\mathrm{arctg}\left(\frac{dip}{2\,d_Q}\right) = 2\,\mathrm{arctg}\left(\frac{dip \mp \pi_Q}{2\,d}\right) \qquad (14.12)$$

Si como primera aproximación consideramos que tg $\alpha \cong \alpha$ en radianes para ángulos α pequeños, nos quedará al restar ambos valores de convergencia que la disparidad binocular η de la pareja estereoscópica es:

$$\text{si} \quad C_R \cong \frac{dip \mp \pi_R}{d}\,[\text{rad}] \;,\quad C_Q \cong \frac{dip \mp \pi_Q}{d}\,[\text{rad}]$$
$$\Rightarrow \quad \eta = C_R - C_Q = \frac{dip \mp \pi_R}{d} - \frac{dip \mp \pi_Q}{d} = \mp\frac{\pi_R - \pi_Q}{d} = \mp\frac{2\,\Delta\pi}{d}\,[\text{rad}] \qquad (14.13)$$

que es justamente la expresión final a la que deseábamos llegar.

Por tanto, con los datos numéricos conocidos se obtiene que:

$$\eta = \mp\frac{2\cdot 2e-3}{0.4} = 0.01\,\text{rad} = 1\,\Delta = 2062.648'' \quad \begin{pmatrix}-\\+\end{pmatrix} \equiv \begin{pmatrix}\text{visión paralela}\\\text{visión cruzada}\end{pmatrix} \qquad (14.14)$$

Con la ayuda de un estereograma de estas características, y manteniendo constante la distancia al plano del estereograma, podemos obtener las reservas fusionales positiva (ARC_+) y negativa (ARC_-) de un sujeto / paciente, y, si da lugar, reforzarlas o mejorar con entrenamiento continuo y sostenido (terapia visual). El procedimiento, a tenor de la fig. 14.9, podría ser el siguiente. Manteniendo fija la distancia al plano del estereograma (d = 40 cm), se comienza presentando los dos círculos superpuestos directamente. En tal situación, para un sujeto supuestamente emétrope y ortofórico, la acomodación ejercida sería $A_{\text{inicial}} = 1/d = 2.5$ D, y la convergencia $C_{\text{inicial}} = 1/d = 2.5$ am = $dip/d = 0.1550$ rad = 15.50 Δ. Mediante soporte informático, por ejemplo, se desdobla la figura inicial y se presenta ya la pareja estereoscópica separando progresivamente en conjunto los dos círculos hacia fuera, pero manteniendo constante el descentramiento Δπ (η fija). En tales circunstancias, y tras lo visto en el apartado anterior según la técnica de fusión libre elegida, la convergencia ejercida sobre cada círculo podría expresarse como:

$$C_R = \frac{dip \mp \pi_R}{d} \quad , \quad C_Q = \frac{dip \mp \pi_Q}{d} \quad ,$$
$$\Rightarrow \quad \eta = C_R - C_Q = \mp\frac{\pi_R - \pi_Q}{d} = cte. \qquad (14.15)$$

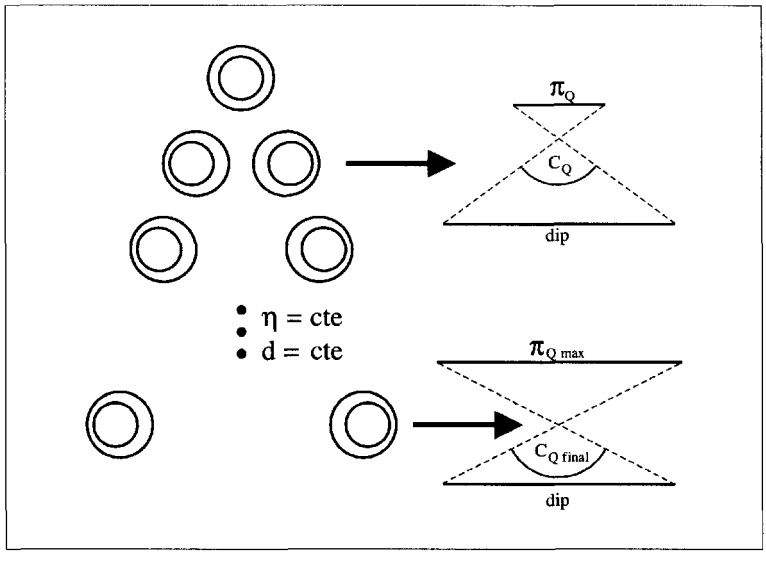


Fig. 14.9 Esquema del uso de este tipo de estereograma para terapia visual.

Tomando como figura de referencia el círculo grande Q, por ejemplo, se procede de manera lenta, pero continua, a separar hacia fuera los dos círculos hasta que el sujeto no sea capaz de retener el efecto estereoscópico, es decir, hasta que los ojos adopten una posición pasiva. Supongamos, por ejemplo, que para un individuo normal la separación máxima en visión paralela haya sido $\pi_Q = 7.8$ cm, mientras que con visión cruzada haya sido 14.2 cm. En tales circunstancias, la convergencia final ejercida en cada caso sería:

Con visión paralela:

$$C_{Q\,final} = \frac{dip - \pi_{Q\,max}}{d} = \frac{6.2 - 7.8}{40} = -0.04 \text{ rad} = -4\,\Delta \qquad (14.16)$$

Con visión cruzada:

$$C_{Q\,final} = \frac{dip + \pi_{Q\,max}}{d} = \frac{6.2 + 14.2}{40} = 0.51 \text{ rad} = 51\,\Delta$$

Recordando entonces las definiciones de amplitudes relativas positiva (ARC_+) y negativa (ARC_-) de convergencia y sus equivalencias con las reservas fusionales positiva y negativa (§ capítulos 6, 7 y 10), nos queda finalmente:

(14.17)

Con visión paralela:

$$ARC_- = C_{inicial} - C_{Q\,final} = \frac{dip}{d} - \frac{dip - \pi_{Q\,max}}{d} = \frac{\pi_{Q\,max}}{d} = \frac{7.8}{40} = 0.195 \text{ rad} = 19.5\,\Delta$$

Con visión cruzada:

$$ARC_+ = C_{Q\,final} - C_{inicial} = \frac{dip + \pi_{Q\,max}}{d} - \frac{dip}{d} = \frac{\pi_{Q\,max}}{d} = \frac{14.2}{40} = 0.355 \text{ rad} = 35.5\,\Delta$$

Por otra parte, la técnica del trombón, acercar y alejar el estereograma manteniendo el efecto estereoscópico, puede utilizarse en teoría para entrenar las reservas acomodativas, aunque en la práctica presenta algunos problemas de implementación o control, como se podrá intuir a continuación. El procedimiento teórico sería el siguiente. En primer lugar, sería necesario insertar en cada círculo pequeño el mismo conjunto de optotipos o caracteres para poder notar después la visión borrosa, pero no doble, de las letras. Elegida inicialmente la distancia al plano del estereograma, $d = d_{inicial} = 40$ cm, sabemos la acomodación y la convergencia iniciales que realizaría un observador emétrope y ortofórico: $A_{inicial} = 1/d_{inicial} = 4$ D, $C_{inicial} = 1/d_{inicial} = 2.5$ am $= dip/d_{inicial}$ 15.50 $\Delta = 0.1550$ rad. Si pretendemos acercar o alejar el estereograma con la intención de variar la acomodación, la convergencia inicial debería mantenerse con la técnica de fusión libre (paralela o cruzada) adecuada. Para ello, como antes, se parte del test completamente superpuesto para, a continuación, ir desplazando paulatinamente hacia fuera cada pareja, manteniendo constante el descentramiento $\Delta\pi$ (η cte) y moviendo hacia

atrás o hacia delante al compás el estereograma. En tales circunstancias, la relación de equilibrio que tenemos inicialmente es la siguiente:

$$C_{\text{inicial}} = \frac{dip \mp \pi_R}{d_{\text{inicial}}} \quad \text{con } \eta = \text{cte} \tag{14.18}$$

Fijando entonces la convergencia inicial, el desplazamiento lateral de las figuras del estereograma debe ser tal que verifique con la distancia d variable la ecuación siguiente:

$$\begin{aligned} &\text{En visión paralela:} \quad \pi_R = -C_{\text{inicial}} \cdot d + dip \\ &\text{En visión cruzada:} \quad \pi_R = C_{\text{inicial}} \cdot d - dip \end{aligned} \tag{14.19}$$

Este dato implica, por tanto, que, partiendo de las figuras superpuestas ($\pi_R = 0$) a la distancia d_{inicial}, si acercamos el plano del estereograma separando progresivamente las figuras, el efecto estereoscópico debería observarse con visión paralela para mantener la convergencia inicial. Por el contrario, si alejamos el plano del estereograma separando progresivamente también las figuras, el efecto estereoscópico debería observarse con visión cruzada para mantener la convergencia inicial. Gráficamente, estas conclusiones se muestran en la fig. 14.10, donde las pendientes (sin signo) de las rectas dibujadas son la convergencia fijada C_{inicial}.

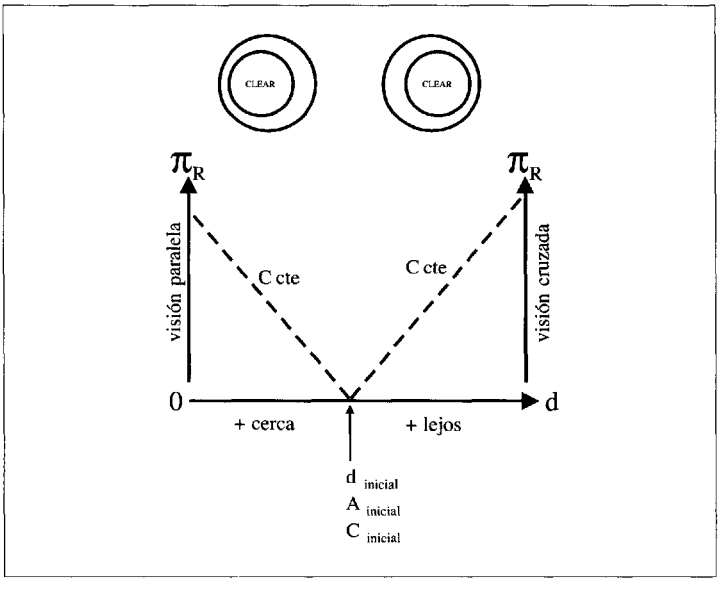


Fig. 14.10 Estereograma y esquema de obtención / entrenamiento de las reservas acomodativas con la técnica del trombón (acercamiento y alejamiento del estereograma).

En consecuencia, si se acerca o se aleja el estereograma, siempre separando al compás las figuras y manteniendo el descentramiento, y se observan borrosos los optotipos, no cabe duda que habremos alcanzado la reserva acomodativa correspondiente a la convergencia fijada inicialmente. Supongamos pues que, para un individuo normal, la separación de los círculos pequeños ha sido π_R = 2.4 cm y π_R = 39.2 cm, respectivamente, justo al percibir borrosas las letras. Despejando pues, conocida la separación de los círculos pequeños π_R, podemos obtener la distancia final del plano del estereograma y calcular el nivel final de acomodación correspondiente:

$$\text{En visión paralela:}\quad d_{final} = \frac{dip - \pi_R}{C_{inicial}\,[\text{rad}]} \Rightarrow A_{final} = \frac{1}{d_{final}}$$

$$\text{En visión cruzada:}\quad d_{final} = \frac{\pi_R - dip}{C_{inicial}\,[\text{rad}]} \Rightarrow A_{final} = \frac{1}{d_{final}} \qquad (14.20)$$

Por consiguiente, con las definiciones de amplitudes relativas de acomodación y los datos numéricos conocidos, obtenemos finalmente en esta simulación que:

En visión paralela:

$$d_{final} = \frac{dip - \pi_R}{C_{inicial}\,[\text{rad}]} = \frac{0.062 - 0.024}{0.1550} = 0.245\ \text{m} \Rightarrow A_{final} = 4.08\ \text{D}$$

$$\Rightarrow ARA_{+} = A_{final} - A_{inicial} = 4.08 - 2.5 = 1.58\ \text{D} \qquad (14.21)$$

En visión cruzada:

$$d_{final} = \frac{\pi_R - dip}{C_{inicial}\,[\text{rad}]} = \frac{0.392 - 0.062}{0.1550} = 2.13\ \text{m} \Rightarrow A_{final} = 0.47\ \text{D}$$

$$\Rightarrow ARA_{-} = A_{inicial} - A_{final} = 2.5 - 0.47 = 2.03\ \text{D}$$

Este es, por tanto, otro procedimiento teórico alternativo para la determinación de la zona de visión binocular nítida y haplópica (ZVN), respecto a otros, ya explicados, basados en el uso de prismas delgados y lentes esféricas (§ capítulo 6) o con un estereoscopio de Brewster-Holmes (§ capítulo 7), de lentes positivas descentradas.

14.2 Técnicas estereoscópicas

Al conocerse a mediados del siglo XIX que nuestro sistema visual era capaz de percibir de forma estereoscópica, han sido varios los procedimientos, técnicas o instrumentos ópticos que se han propuesto para poner de relieve, ya sea como ocio o como herramienta de investigación, esta capacidad visual tan extraordinaria. Así, surgieron instrumentos ópticos como el *pseudoscopio*, que invierte la sensación de profundidad, el *tele-estereoscopio*, que aumenta artificialmente nuestra distancia interpupilar con lo que la sensación estereoscópica es mayor, y los estereoscopios (Phillips, 2000; Waldsmith, 2002), ya sean de espejos (Wheatstone) o de prismas (Brewster-Holmes).

Un comentario aparte merecen la *fotografía estereoscópica* (González, 2001; Hernández, 1998; Waack, 1999), quizá ya en desuso como afición o hobby, pero de gran repercusión a principios del pasado siglo XX (fig. 14.11), y los precursores del ocio del nuevo milenio, como son el cine tridimensional ó 3D (González, 2001), cuyo estandarte actual es el formato Imax con gafas polarizadoras, la holografía y la realidad virtual (pantallas 3D, etc.). Las aplicaciones de la estereoscopía son tan diversas actualmente y de tan gran trascendencia para el progreso científico y tecnológico —topografía terrestre y planetaria, interpretación de imágenes médicas para diagnóstico, sistemas de tele-presencia, visualización de moléculas complejas, etc.— que esta disciplina científica, tan multidisciplinar, seguirá avanzando e integrándose paulatinamente en la vida cotidiana durante los próximos decenios.

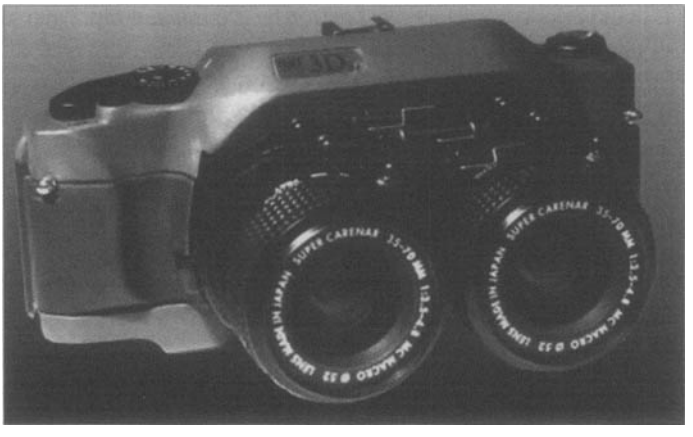


Fig. 14.11 Modelo actual de cámara estereoscópica.

14.2.1 *Diseño por ordenador de estereogramas de papel pintado*

Si bien las parejas estereoscópicas con figuras geométricas son sencillas de hacer, y representan los primeros ejemplos de estereogramas de la historia, los

estereogramas de papel pintado son por su vistosidad y facilidad de diseño los más populares en la actualidad. Aunque es fácil acceder o descargarse de Internet numerosos estereogramas, no es tan fácil aprender a generarlos con los programas que circulan actualmente en la Red. Entre la variedad de programas generadores de estereogramas de papel pintado, nos hemos decantado por uno de acceso libre (http://www.uv.es/~ponsa) y de interfaz de usuario sencilla, a pesar de estar en inglés. El programa se denomina Hidden 3D y su diseñador es César Pascual (Manresa, Barcelona), aunque nunca llegó a imaginar la versatilidad que da su software en la práctica optométrica. Veamos entonces con una simulación cómo funciona este programa y qué tipo de estereogramas de papel pintado pueden generarse.

El menú o interfaz del programa requiere dos tipos de imagen (fig. 14.12). La imagen tapiz es la que se repite horizontalmente, ligeramente distorsionada para ocultar la figura tridimensional. El motivo 3D o figura tridimensional se genera mediante otra imagen, cuya información de profundidad $z = f(x,y)$ se codifica mediante niveles de gris: en visión paralela, el negro se codifica al fondo y el blanco hacia fuera pasando por los grises intermedios, mientras que en visión cruzada, la profundidad de grises se invierte. Los parámetros del menú del software van asociados a un esquema (fig. 14.13) sobre la visualización en paralelo del autoestereograma:

- *A* es la distancia entre z = 0 y la pantalla o papel impreso. B es la distancia entre el plano del estereograma (pantalla o papel impreso) y nuestros ojos. Por tanto, en fusión libre por divergencia, A + B es la posición de correspondencia binocular sobre la que se forma la imagen 3D oculta.
- *C* es el periodo transversal del patrón base o imagen-tapiz que se repite y es uno de los parámetros más importantes. Si convertimos *C* a unidades de longitud, teniendo en cuenta la resolución de la pantalla (1 píxel = 0.381 mm para 800 x 600) o de la impresora, éste nunca debe ser superior a la distancia interpupilar *dip*, es decir, $C < dip$ siempre.
- *D* es el cociente entre *A* y la profundidad máxima permitida $z_{máx}$. Nótese que la profundidad máxima de la función $z = f(x,y)$ puede ser más pequeña que el máximo permitido. Por tanto, gracias a este cociente el usuario no tendrá que cambiar *D* cuando *A* varíe. Aun así, *D* nunca debería ser más pequeño que 1, y es recomendable usar $D > 3$.
- *E* es el número de niveles de profundidad relativa que el programa puede diferenciar dentro del intervalo $z = 0$ y $z = z_{máx} = A/D$. Incluso si llega a valer más que $z = f(x,y)$, la imagen final 3D solamente puede mostrar *E* niveles de profundidad relativa. Por tanto, si aumentamos el parámetro *E* más tiempo tardará el ordenador en calcular la imagen final o estereograma.

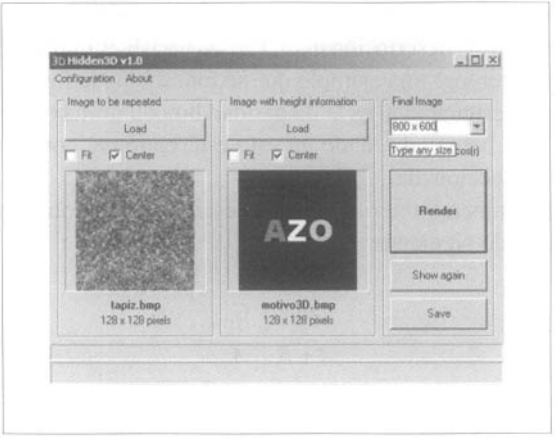


Fig. 14.12 Interfaz del generador Hidden 3D de estereogramas de papel pintado.

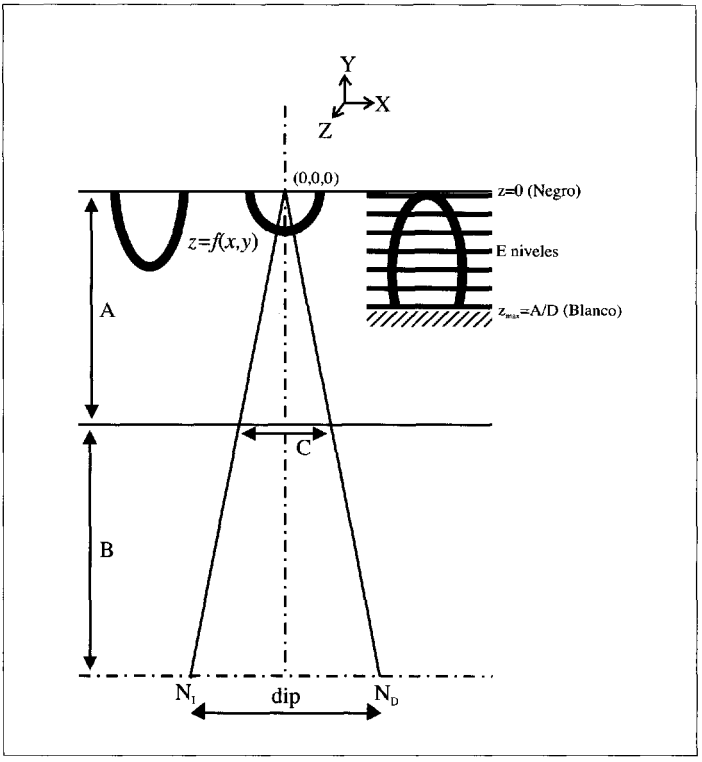


Fig. 14.13 Descripción gráfica del proceso de fusión libre en visión paralela teniendo en cuenta las variables del menú del programa Hidden 3D de diseño de estereogramas de papel pintado.

Los valores por defecto son $A = 200$ píxels, $B = 1400$ píxels, $C = 128$ píxels, $D = 6$ y $E = 20$. Con esta descripción inicial de las variables implicadas que maneja el software, y el estereograma ejemplo que se muestra en la fig. 14.13, podemos, en primer lugar, averiguar cuál es la disparidad binocular máxima η_{max}, asociada a la letra «Z», que hemos diseñado en este estereograma con la configuración $\{A, B, C, D, E\}$ seleccionada.

A partir del esquema anterior podemos establecer una relación de triángulos semejantes del modo siguiente:

$$\frac{dip}{A+B} = \frac{C}{A} \tag{14.22}$$

Si los datos A, B y C son manejados como píxels, veamos a continuación el valor supuesto en píxels y en mm de la distancia interpupilar *dip* para ver posteriormente su influencia en el resultado final. Por tanto, despejando *dip* y teniendo en cuenta que, por ejemplo, 1 píxel = 0.381 mm para resoluciones de pantalla 800x600 en monitores de 15 pulgadas, nos queda:

$$dip = \frac{A+B}{A} C = \frac{200+1400}{200} 128 = 1024 \text{ pixels} = 390.14 \text{ mm} \tag{14.23}$$

O sea, que el software está suponiendo aproximadamente una *dip* de 40 cm para resaltar más la sensación de profundidad del estereograma. No obstante, podemos imponer un valor normal para la *dip* (= 6.4 cm) y obtener el valor correspondiente de A fijando B y C. Posteriormente, se generará el nuevo estereograma (fig. 14.15) con el mismo motivo y tapiz para compararlo con el anterior y ver así el efecto provocado al cambiar el valor A.

Todo este proceso de cambio de parámetros, ya sea con A, D, etc., puede valorarse en conjunto calculando la disparidad binocular máxima η_{max} que podemos generar en el estereograma. Cuando observamos el estereograma («GZO»), a pesar de que la distancia al plano del estereograma (en pantalla o en papel) es B = 1400 píxels = 53.34 cm, nuestros ojos ya no fijan binocularmente en este plano sino que lo hacen en el plano-fondo del estereograma, el cual está a la distancia $A + B$ = 1600 píxels = 60.96 cm. Desde este fondo, aparecen por delante de él, las tres letras: «G», más cerca del fondo, «Z» más lejos, y «O» a una profundidad intermedia (detrás de «Z» pero delante de «G»). Si fijamos en esos momentos en cualquiera de las tres letras, la fijación binocular se realizará sobre el plano de profundidad relativa $z \neq 0$. En el caso particular de la letra «Z», ésta por estar codificada inicialmente en color blanco (fig. 14.12), será la figura que puede estar más lejos del fondo (codificado en negro). Por tanto, la disparidad binocular máxima observada (entre el fondo y la letra «Z») será:

$$\eta_{max} = C(z_{max}) - C(z = 0) \tag{14.24}$$

Procediendo de manera análoga como otras veces con el ángulo de convergencia mitad tenemos pues:

$$C(z=0)=2\,\mathrm{arctg}\left(\frac{\frac{dip}{2}}{A+B}\right)=2\,\mathrm{arctg}\left(\frac{C}{2A}\right)$$

$$C(z_{max})=2\,\mathrm{arctg}\left(\frac{\frac{dip}{2}}{(A-z_{max})+B}\right)=2\,\mathrm{arctg}\left(\frac{\frac{dip}{2}}{\left(A-\frac{A}{D}\right)+B}\right) \tag{14.25}$$

donde $z_{max} = A/D$ (fig. 14.12).

Tomando pues, como otras veces, en primera aproximación, ángulos pequeños, nos queda que la disparidad binocular máxima se puede expresar como:

$$\eta_{max}=C(z_{max})-C(z=0)=$$

$$=2\left\{\mathrm{arctg}\left(\frac{\frac{dip}{2}}{\left(A-\frac{A}{D}\right)+B}\right)-\mathrm{arctg}\left(\frac{\frac{dip}{2}}{A+B}\right)\right\}\cong dip\left(\frac{1}{A-\frac{A}{D}+B}-\frac{1}{A+B}\right) \tag{14.26}$$

Desarrollando un poco más la expresión final de arriba y teniendo en cuenta la relación de la ec. 14.22 llegamos a un resultado interesante en el que no aparece explícitamente la influencia de la distancia interpupilar *dip*:

$$\eta_{max}=C(z_{max})-C(z=0)=$$

$$\cong dip\left(\frac{1}{A-\frac{A}{D}+B}-\frac{1}{A+B}\right)=\frac{dip}{A+B}\cdot\frac{\frac{A}{D}}{A-\frac{A}{D}+B}= \tag{14.27}$$

$$=\frac{\frac{C}{D}}{A-\frac{A}{D}+B}=\frac{C}{D(A+B)-A}$$

Esto significa que, considerando el valor del parámetro C constante, si A y/o D disminuyen η_{max} aumentará y, correspondientemente, la sensación de profundidad relativa del estereograma será mayor; mientras que si A y/o D aumentan η_{max} disminuirá, con lo que la sensación de profundidad relativa será menor, lo cual reducirá la visibilidad del estereograma, es decir, será más difícil percibir los diferentes planos de profundidad. Como el parámetro A aparece en

el denominador tanto sumando (ponderado por el parámetro D) como restando, queda parcialmente reducida su importancia en el valor de η_{max}. En consecuencia, el parámetro clave o más influyente en la sensación de profundidad relativa del estereograma es D, tal como ya aprovechó el programador.

Con los datos numéricos que conocemos de los parámetros A, B, C y D (el parámetro E no interviene), nos queda finalmente que la disparidad binocular observada en el estereograma de la fig. 14.14 entre el fondo y la letra «Z» es:

$$\eta_{max} = \frac{C}{D(A+B)-A} = \frac{128}{6\cdot(200+1400)-200} = 0.01362\,\text{rad} \tag{14.28}$$

$$= 1.362\,\Delta = 0.7802\ \text{deg} = 2808.7''$$

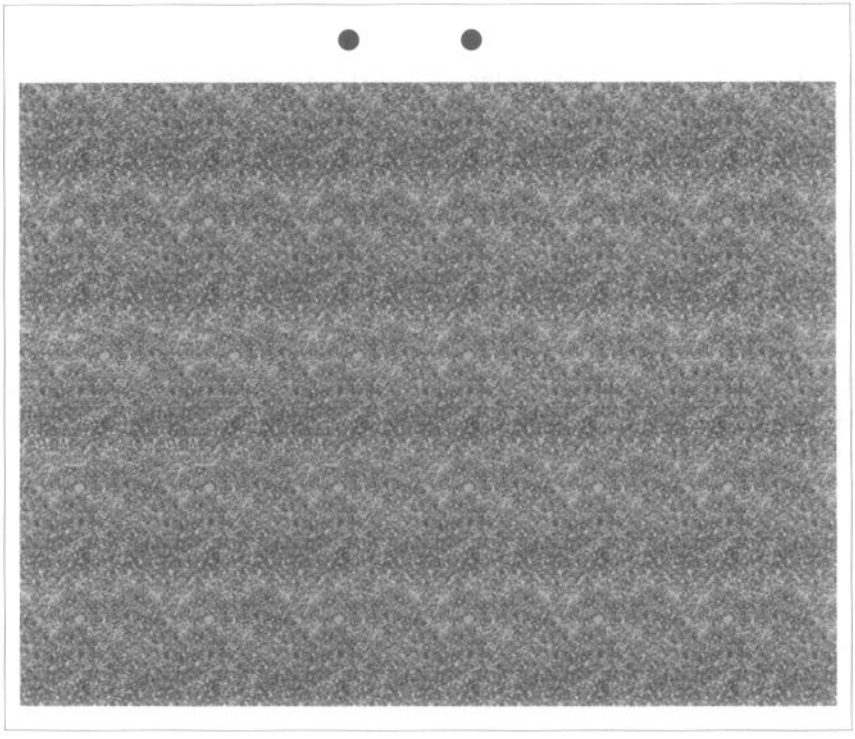


Fig. 14.14 Estereograma de papel pintado con el motivo «GZO» con la configuración A = 200, B = 1400, C = 128, D = 6 y E = 20 para visualizarlo en paralelo.

Si se parte de la expresión correcta de la disparidad binocular máxima, sin tomar aproximaciones en los ángulos implicados, nos queda que η_{max} = 0.01233 rad = 1.233 Δ, lo cual representa un error cometido o una desviación porcentual del 10.46%.

Finalmente, si seguimos interesados en la visualización del mismo estereograma tomando nuestra verdadera *dip* (= 64 mm) y cambiándola adecuadamente, indicamos a continuación los pasos que se deben seguir. En primer lugar, se calcula el nuevo valor de *A* despejándolo correctamente de la ec. 14.22:

$$A = \frac{B}{\frac{dip}{C} - 1} = \frac{1400}{\frac{64}{\frac{0.381}{128}} - 1} = 4482\,\text{píxels} = 1.708\,\text{m} \qquad (14.29)$$

Y, en segundo lugar se genera el estereograma (fig. 14.15), con una disparidad binocular máxima igual a:

$$\eta_{max} = \frac{C}{D(A+B) - A} = \frac{128}{6 \cdot (4482 + 1400) - 4482} = 0.00415\,\text{rad} = 856.88'' \qquad (14.30)$$

Es evidente, por tanto, comparando los dos estereogramas (con el mismo motivo y fondo) que la sensación de profundidad no es la misma, siendo más grande en el primero (fig. 14.14) que en el segundo (fig. 14.15). Si el lector se siente tentado a cambiar en concordancia el parámetro *D* a 134 aproximadamente para mantener constante el valor z_{max} como el anterior, y genera el estereograma correspondiente, se percatará de que la disparidad binocular máxima generada no supera los 33.6" de arco, lo cual indica que será muy difícil notar la sensación de profundidad.

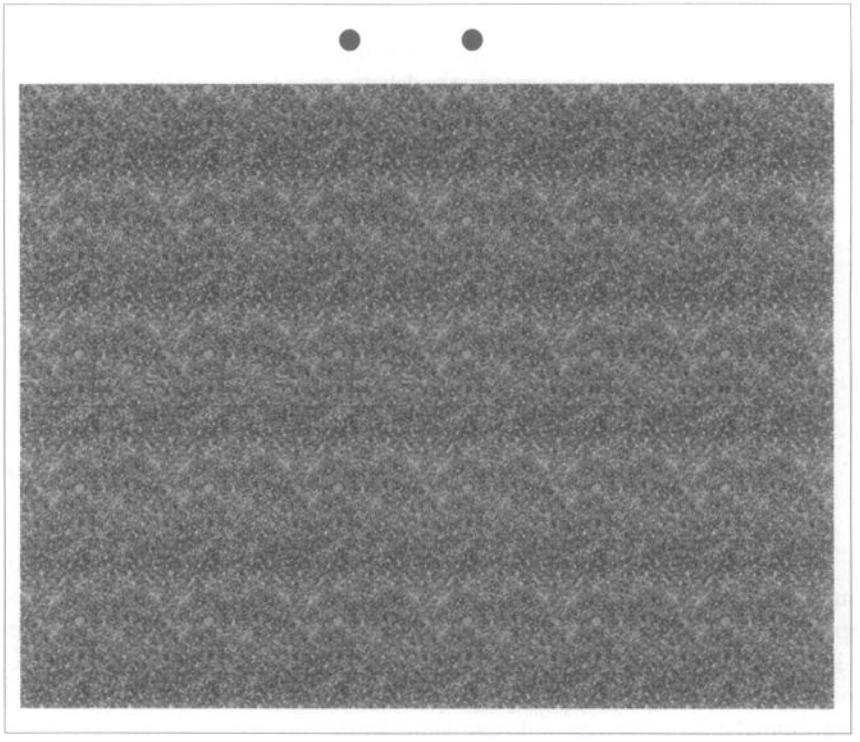


Fig. 14.15 Estereograma de papel pintado con el motivo «GZO» resultante del software con la configuración A = 4482, B = 1400, C = 128, D = 6 y E = 20 para visualizarlo en paralelo.

Otro aspecto interesante de este programa generador de estereogramas es que podemos combinar los parámetros de configuración para visualizar estereogramas usando la técnica de visión cruzada. En efecto, aunque el programador diseñó un menú de parámetros en función de la técnica de visión paralela, podemos alterar alguno de los parámetros del menú, en concreto el parámetro A, para visualizar el mismo motivo, con el mismo relieve respecto del fondo, pero en visión cruzada. El esquema de partida sería muy similar al de la fig. 14.8 (derecha). Así pues, con el esquema que se muestra en la fig. 14.16, aplicaríamos de nuevo triángulos semejantes para obtener de partida:

$$\frac{C}{A} = \frac{dip}{B - A} \tag{14.31}$$

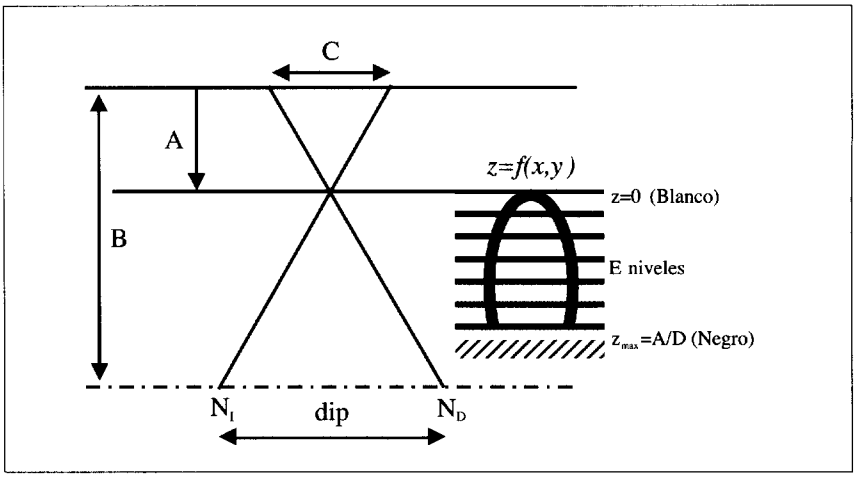


Fig. 14.16 Descripción gráfica del proceso de fusión libre en visión cruzada teniendo en cuenta las variables del menú del programa de diseño de estereogramas de papel pintado.

Con un procedimiento similar al anterior, pero aplicado en visión cruzada, la disparidad binocular máxima asociada a la letra «Z» sería:

$$\eta_{max} = C(z_{max}) - C(z=0) =$$
$$= 2\left\{\text{arctg}\left(\frac{\frac{dip}{2}}{B-A-A_D}\right) - \text{arctg}\left(\frac{\frac{dip}{2}}{B-A}\right)\right\} \cong dip\left(\frac{1}{B-A-A_D} - \frac{1}{B-A}\right) = \quad (14.32)$$
$$= \frac{dip}{B-A}\cdot\frac{A_D}{B-A-A_D} = \frac{C}{A}\cdot\frac{A_D}{B-A-A_D} = \frac{C}{D(B-A)-A}$$

O sea, que si combinamos esta expresión, asociada con visión cruzada, con la otra (ec. 14.27), correspondiente a visión paralela, podemos expresarlo conjuntamente como:

$$\eta_{max} = \frac{C}{D(B \pm A) - A}, \quad \begin{pmatrix} + \\ - \end{pmatrix} \equiv \begin{pmatrix} visión\ paralela \\ visión\ cruzada \end{pmatrix} \quad (14.33)$$

Por tanto, si pretendemos crear la misma sensación de profundidad relativa, usando ahora una imagen-motivo invertida en codificación de grises respecto la anterior, solamente nos resta imponer el valor de η_{max} y despejar el valor incógnita de *A*:

digitalia
www.digitalia.us

$$\eta_{max} = 0.01362 \text{ rad}$$

$$\eta_{max} = \frac{C}{DB - A(1+D)} \Rightarrow A = \frac{\eta_{max} DB - C}{\eta_{max}(1+D)} \tag{14.34}$$

$$\Rightarrow A = \frac{0.01362 \cdot 6 \cdot 1400 - 128}{0.01362 \cdot (1+6)} = -143 \text{ } píxels$$

O sea, que sería posible introducir en el menú del software un valor negativo de *A* con la misma imagen-motivo que antes, y, al observar el estereograma con visión cruzada (fig. 14.17), percibiríamos la misma sensación de profundidad que con el estereograma anterior. Esto también sería equivalente a invertir la codificación de grises de la imagen motivo, es decir, convertir el fondo negro en blanco, la letra «Z» en negro y las letras «G» y «O» en grises intermedios, pero opuestos a los originales, y poner directamente el valor positivo de *A* encontrado en el último resultado.

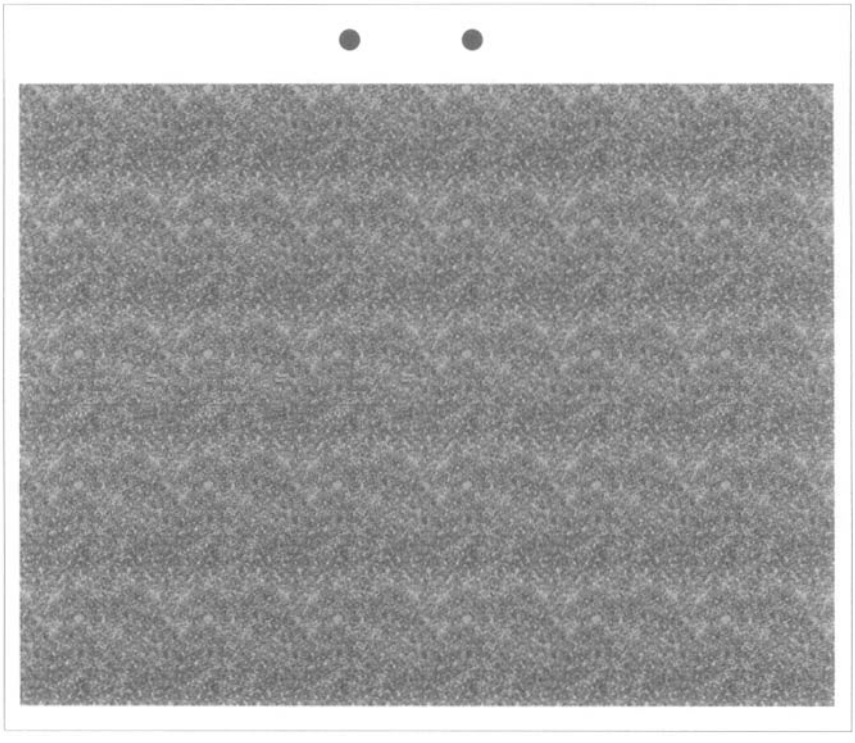


Fig. 14.17 Estereograma de papel pintado con el motivo «GZO» resultante del software con la configuración $A = -143$, $B = 1400$, $C = 128$, $D = 6$ y $E = 20$ para visualizarlo en cruzado.

En resumen, gracias a programas como éste resulta fácil diseñar tests optométricos basados en estereogramas, que es justamente uno de los temas que se tratarán en el último capítulo de esta monografía. Si el lector considera oportuno practicar con otros programas de generación de estereogramas, ya sean en entornos Windows, Mac o Linux, le sugerimos que visite la página web http://www.stereoscopy.com/downloads/index.html.

PROBLEMAS

Problemas propuestos

1. Sabiendo que la disparidad binocular que se presenta en una pareja estereoscópica de círculos descentrados es $\eta = (2\Delta\pi)/d$, siendo $\Delta\pi$ la disparidad objeto o descentramiento y d la distancia ojos-estereograma, averigua si una persona, con agudeza visual estereoscópica $AVE = 0.03$, será capaz de reconocer a 50 cm el efecto estereoscópico si $\Delta\pi = 2$ mm.

   Solución: $\eta = 0.008$ rad = 1650.1" de arco > η_U = 33.3" de arco, por tanto sí lo verá.

2. Se puede usar una pareja estereoscópica de círculos descentrados para averiguar la agudeza visual estereoscópica. ¿Cuál de las cartas siguientes debería utilizarse para tal fin? Justifica la respuesta.

   Solución: La carta de la derecha, porque si el descentramiento Δ disminuye, entonces la disparidad binocular η aumentará con d constante, lo cual implica también que la agudeza visual estereoscópica AVE asociada a cada línea aumentará a medida que descendamos de línea.

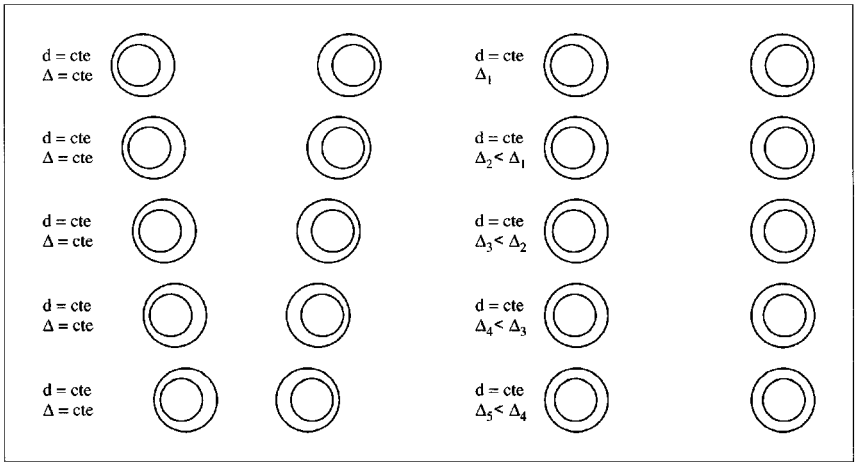


Fig. 14.18 Esquema para el problema propuesto n° 2.

digitalia
www.digitalia.us

3. Si el factor de visibilidad de un estereograma $V = |\eta_{max}/\eta_U|$, siendo η_{max} la disparidad binocular máxima presentada en el estereograma y η_U el umbral de estereopsis del observador, calcula el factor de visibilidad V correspondiente a los estereogramas de las figuras 6, 12, 13 y 15 de este capítulo considerando nuestra agudeza visual estereoscópica $AVE = 0.05$.

   Solución: V (nº 6) = 103.1, V (nº 12) = 140.5, V (nº 13) = 42.8, V (nº 15) = 140.5.

15. *Medida de la agudeza visual estereoscópica. Estereoanomalías*

15.1 Método de Howard Dolman

El test más conocido para la medida de la agudeza visual estereoscópica consiste en dos varillas verticales del mismo diámetro, separadas una distancia fija y que se observan a una distancia d a través de una apertura horizontal que evita ver el inicio y final de las varillas. El observador debe mover una de las varillas hasta que considere que están equidistantes (fig.15.1). El error en la determinación del punto de equidistancia se relaciona directamente con la mínima separación que tiene que existir entre los estímulos para que se observen en profundidad. Este test, ya utilizado por Helmholtz, es el más sencillo y de mayor precisión a la hora de determinar la AVE siempre y cuando se sigan métodos psicofísicos rigurosos. Generalmente, se aplica tanto el método del ajuste como el método de los estímulos constantes para su determinación. Una de las grandes ventajas de este método es que se puede evitar la información monocular de profundidad que puede dar lugar a percepción de profundidad. Así, la información de acomodación o de perspectiva y sombras queda prácticamente eliminada, con lo que la medida es bastante exacta. Los valores obtenidos de AVE mediante este método son extraordinariamente buenos, lo que implica que la AVE es una tarea de hiperagudeza que puede dar valores de apenas unos segundos de arco. Estos valores son del orden de 20 veces inferiores a los que se obtendrían monocularmente por acomodación, por ejemplo.

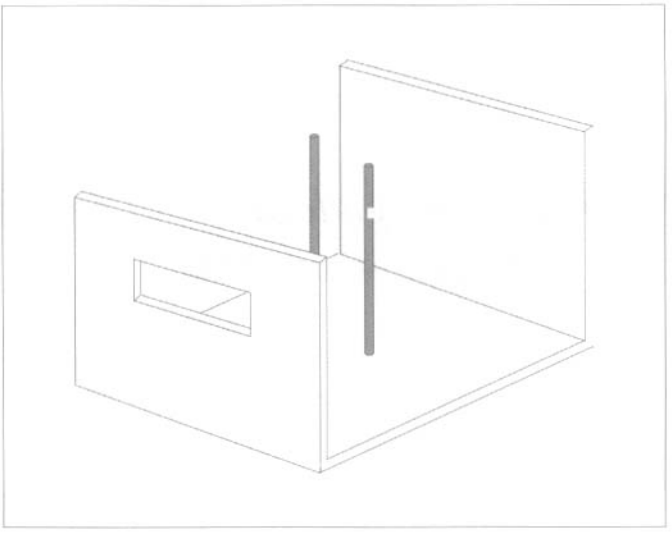


Fig. 15.1 Aparato de Howard-Dolman.

La exactitud de este método se comprueba por el hecho de que, tradicionalmente, es el utilizado por la American Air Force para la determinación de la AVE de sus pilotos.

Dada la dificultad del montaje mecánico, se puede utilizar un estereoscopio para llevar a cabo estas medidas, cambiando la disparidad binocular entre las imágenes. Esta técnica se utilizó por ejemplo durante la segunda guerra mundial con el Bausch & Lomb Ortho-Rater.

15.2 Tests optométricos no basados en estereogramas de puntos aleatorios

15.2.1 *Test de Titmus*

El test de Titmus (fig. 15.2) desarrollado por la empresa Stereo Optical Co consiste en tres tipos de estereogramas: el test de la mosca, el test de círculos (un derivado del test de Wirt) y el test de animales. Se basa en la utilización de imágenes conocidas como anaglifos que buscan reproducir la disparidad binocular desplazando una de las imágenes respecto a la otra. Al verse en visión disociada con polarizadores, cada una de las imágenes estimulará una de las retinas, pero con una ligera disparidad binocular respecto a la otra, lo que dará lugar a la sensación de profundidad. El test de la mosca se utiliza para visión infantil, pidiendo al niño que toque el ala de la mosca. Si su visión estereoscópica es correcta, indicará un punto por delante del plano del estereograma. El test de círculos consiste en nueve rombos numerados, cada uno de los cuales contiene cuatro círculos. Cada uno de los círculos en los rombos tiene diferentes disparidades, que van de los 40" a los

digitalia
www.digitalia.us

400", siendo la tarea del sujeto indicar el círculo que se observa fuera del plano del estereograma en cada uno de los rombos. El test de animales, indicado para niños también, es del mismo tipo, pero consiste en tres filas de animales con diferentes disparidades. El principal problema de este test subyace en que los valores de agudeza que da son independientes de la distancia interpupilar y no se controla con exactitud la distancia de observación. Por la construcción del test, se puede dar el caso de detectar en el test de círculos el correcto, incluso en visión monocular, sólo con observar el desplazamiento lateral, pasando de una tarea de visión binocular a una de alineación monocular. Simons y Reinecke (1974) llegaron a encontrar ambliopes que pasaban correctamente el test. Además, los pasos de AVE entre uno y otro círculo resultan demasiado grandes por lo que, en estudios rigurosos, se encuentra que el valor de AVE equivale al error de la medida.

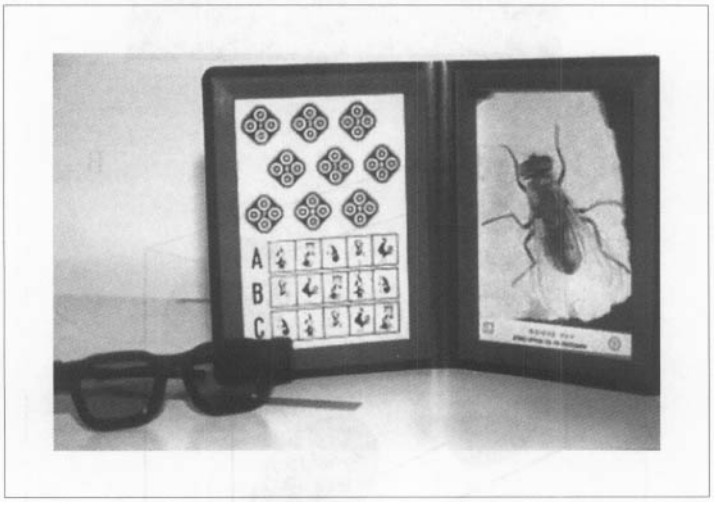


Fig. 15.2 Test de Titmus.

15.2.2 Test de Frisby

Este test, desarrollado por la empresa Clement-Clark.Ltd, consiste en un conjunto de láminas transparentes de diferente espesor. En cada lámina se imprimen cuatro discos de puntos aleatorios, tres en la superficie anterior o posterior de la lámina, mientras que el cuarto se imprime siempre en la superficie opuesta (fig. 15.3). El espesor de la lámina crea una diferencia de profundidad que va de los 15 a los 340 segundos de arco, dependiendo de la distancia de observación. La tarea del observador es identificar qué disco se encuentra en una superficie diferente a la de los otros tres. No es un test de puntos aleatorios, ya que la profundidad observada es real, con lo que se evita el problema de muchos observadores que se sienten incapaces de ver un EPA y mejora ostensiblemente los resultados obtenidos en niños.

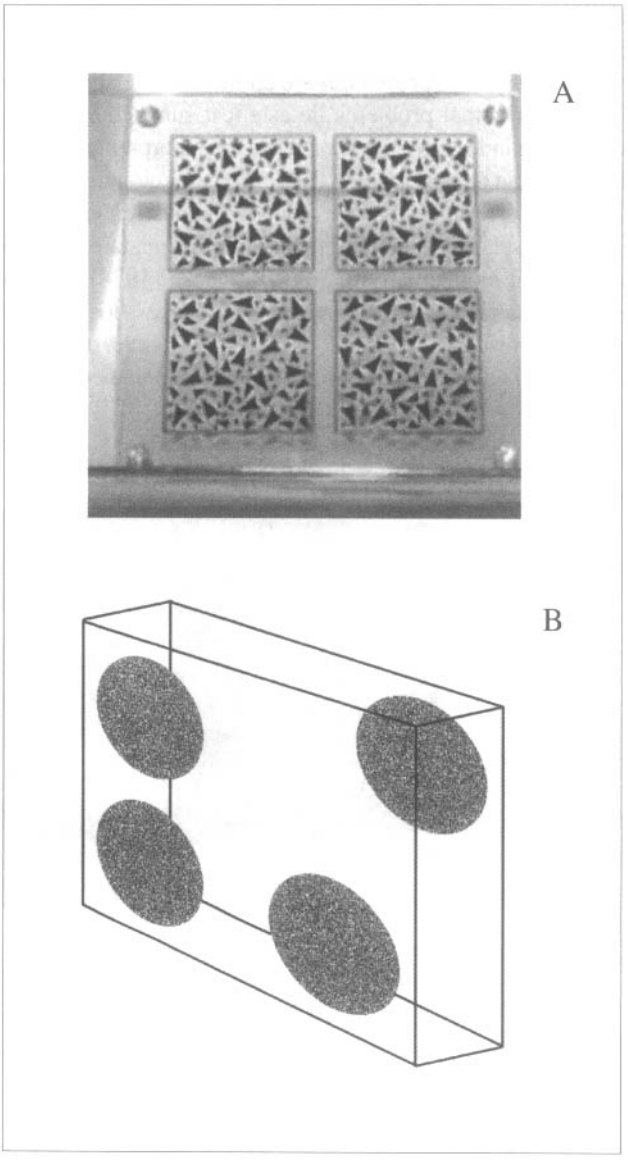


Fig. 15.3 Test de Frisby. (a) Test comercial, (b) diferente situación de los estímulos en las caras de las láminas.

Sin embargo, debido a la existencia real de profundidad, se debe evitar que los observadores obtengan información, por ejemplo, del movimiento de paralaje al mover la cabeza o de la acomodación. Los estudios clínicos indican que de cada 35 personas tan sólo una es capaz de obtener esta información (Cooper y Feldman, 1979).

digitalia
www.digitalia.us

15.3 Tests basados en estereogramas de puntos aleatorios

15.3.1 *Tests de visión ciclópea*

En 1960, Bela Julesz introdujo los estereogramas de puntos aleatorios, que revolucionaron la investigación en el campo de la percepción estereoscópica. Estos estereogramas se crean a partir del cálculo de puntos correspondientes. Para ello, se sigue básicamente el esquema presentado a continuación:

1. Se toma una imagen de puntos aleatorios y se busca una forma definida dentro de ella, por ejemplo, un cuadrado (fig. 15.4).

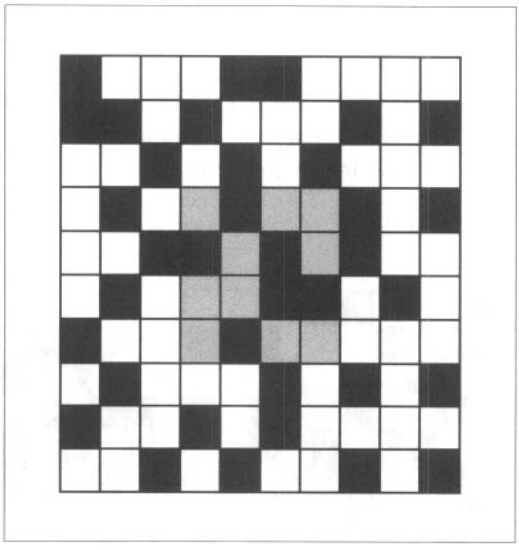


Fig. 15.4 Construcción de un estereograma de visión ciclópea (I).

2. Se toma otra imagen de puntos aleatorios y se desplaza la forma elegida para que produzcan diferentes valores de disparidad binocular (fig. 15.5)

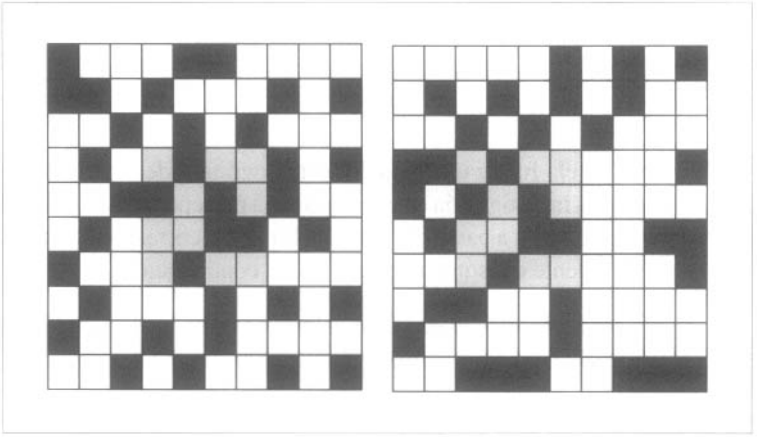


Fig. 15.5 Construcción de un estereograma de visión ciclópea (II).

3. Se elimina la rejilla de fondo. Cuando la imagen se vea de forma dicóptica, la zona central aparecerá como un cuadrado desplazado respecto de la posición del fondo (fig. 15.6).

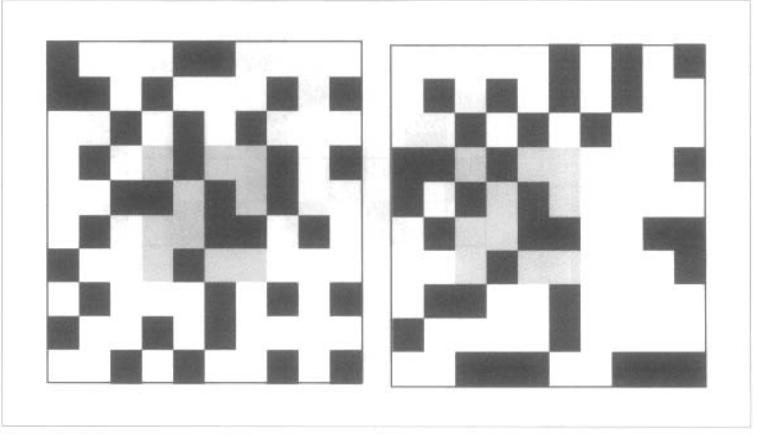


Fig. 15.6 Construcción de un estereograma de visión ciclópea (III).

Las formas, invisibles en visión monocular, aparecen tan sólo cuando se combinan los estereogramas dando lugar a imágenes ciclópeas, por lo que se conoce a este tipo de estereogramas (independientemente de que se realicen con puntos, líneas o texturas) como estereogramas ciclópeos.

La gran ventaja de los estereogramas de puntos aleatorios (EPA o RDS, del inglés *Random Dot Stereogram*) es que la percepción estereoscópica es pura, sin conflicto con la información que el cerebro procesa monocularmente sobre profundidad. A priori, el sistema visual no tiene información ni de la forma ni de la

profundidad a la que se encuentra el objeto hasta que no fusionan las dos imágenes para tener percepción única. Los primeros EPA no comienzan en 1960, sino que se tienen evidencias de EPA en 1939 (Kompanevsky, fig. 15.7) y 1954 (Aschenbrenner, fig. 15.8); es Julesz su principal estudioso. Comprobó que la estereopsis se mantiene aun cuando la imagen sea muy ruidosa, aunque se pierde cuando se introduce ruido de puntos no correlados en la imagen. También comprobó que, aunque la visión de un EPA es más compleja y se suele tardar más en obtener una sensación de profundidad, es relativamente fácil mejorar su percepción si se delimita la zona de disparidad o se aclara la imagen de uno de los ojos.

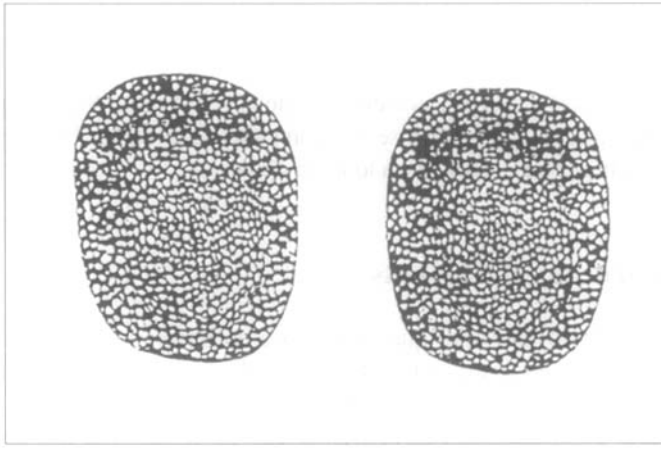


Fig. 15.7 Estereograma de Kompanevsky. Al fusionarse las imágenes se oberva la cara de Venus.

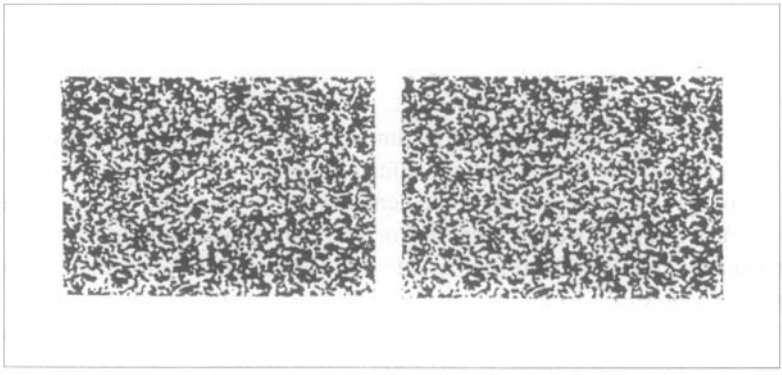


Fig. 15.8 Estereograma de Aschenbrenner, al fusionarse se lee la palabra LEAK.

Su sencillez de fabricación ha hecho que sean usados como tests clínicos, como el E test o el TNO.

15.3.2 *Test TNO*

Este test fue desarrollado por Walraven (1975) y consiste en seis EPA impresos como anaglifos rojo/verde que se observan a través de gafas verde/rojo. Tres de ellos están diseñados para niños y tienen un objeto visible monocularmente y otro que sólo es visible en visión ciclópea. Los tests para adultos contienen cuatro discos, cada uno de ellos con un sector «desaparecido» en cuatro posiciones diferentes. Las disparidades de los discos van de los 15 a los 480 segundos de arco. Su uso en niños se ha demostrado como mucho más efectivo que el test de Titmus.

15.3.3 *E test*

Este test, diseñado por Reinecke y Simons (1974) para Stereo Optical Co consiste en una serie de EPA que se ven con gafas polarizadas. El objeto es una letra E que varía en orientaciones a lo largo de la serie.

15.4 Diferencias entre los tests

Warren (1940) encontró que existe poca correlación entre los resultados de tests de visión ciclópea y el test de Howard Dolman, lo que fue confirmado en estudios posteriores. Esta diferencia se puede deber a la necesidad de fusionar imágenes dicópticas, una característica que no se da en el test de Howard Dolman. Simons (1981) comparó la eficiencia del test TNO, el E test y el de Frisby, y encontró diferencias importantes entre los resultados de laboratorio y los clínicos, fundamentadas en los problemas de control de los parámetros que influyen en la AVE.

15.4.1 *Problemática de los tests más usuales*

A la vista de la multitud de parámetros que influyen en la determinación de la AVE, es evidente que los tests clínicos más usuales utilizados en la determinación de la AVE adolecen, fundamentalmente, de una falta de control de los parámetros implicados en su medida. Por ejemplo, en el test más utilizado para la determinación de la AVE en clínica, el test de Titmus, observamos que, en primer lugar, los valores de disparidad que presenta están calculados para una distancia definida y un observador patrón de distancia interpupilar 6.00 cm. Por ejemplo, en el caso del test de Titmus, la variación de la AVE debida a una variación de 7 cm en la distancia de observación es cercana al 47% y si la DIP varía 2 mm, la variación es cercana al 10% (fig. 15.9)

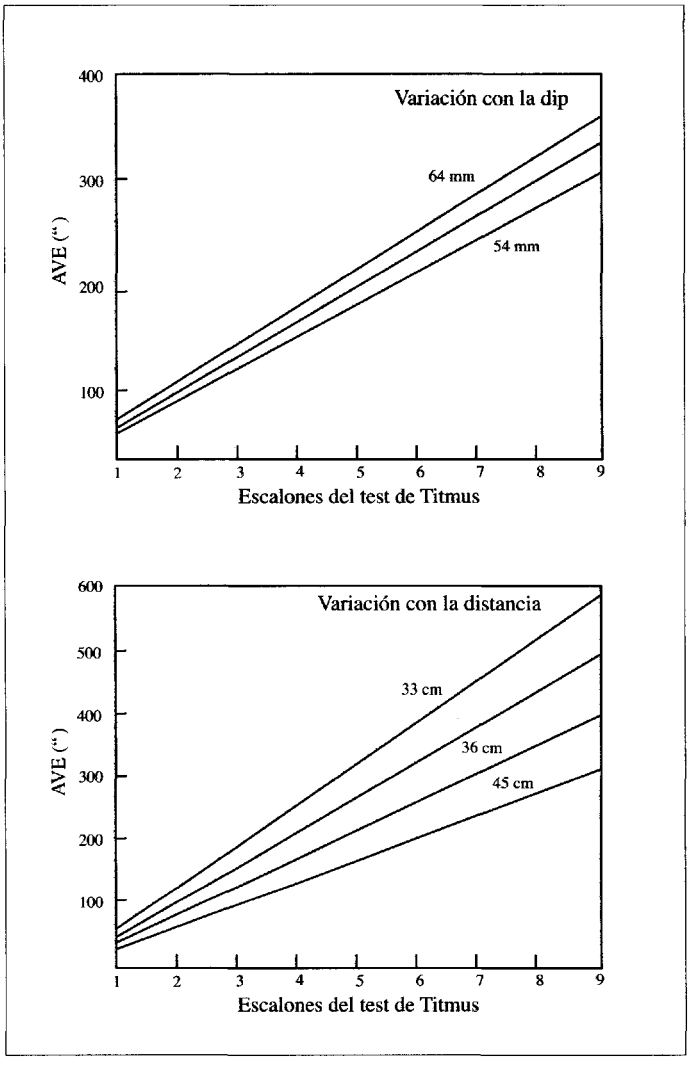


Fig. 15.9 Variación de la AVE medida con el test de Titmus en los nueve escalones de disparidad que presenta, con la DIP (a) y con la distancia de observación (b).

Esta variabilidad hace que el test de Titmus, como medida cuantitativa de la AVE sea un test poco fiable. Si a eso le añadimos la dificultad de controlar parámetros como iluminación, duración de la presentación, etc., se reafirma la tesis de muchos autores que indican que este test sólo es válido para la determinación cualitativa de la capacidad estereoscópica de un observador. Incluso ésta es puesta en duda, al encontrarse casos de ambliopes que han pasado este test de forma exitosa (Simons y Reinecke, 1974).

En general, los tests impresos tienen como principales desventajas:

1. La dificultad de controlar parámetros como la iluminación, distancia de fijación, entrenamiento del observador, etc
2. La utilización de escalones de disparidad binocular finitos, que no permiten medir la AVE sino clasificar al observador en intervalos de AVE.
3. En los tests que se realizan con visión disociada, las dudas que abordan algunos autores con respecto a considerar esta situación como una situación binocular normal, aunque los valores obtenidos son similares a los que se obtienen en visión no disociada.

Por todo ello, parece evidente que, pese a su antigüedad, tan solo el test de Howard-Dolman permitiría la medida exacta de la AVE con total seguridad. Sin embargo, la determinación de la AVE mediante el test de Howard-Dolman, plantea la problemática asociada al excesivio y riguroso procedimiento formal, que hace incómoda su utilización en la práctica clínica, y la dificultad asociada al ensamblaje mecánico del dispositivo, que hace poco probable su montaje en un gabinete clínico.

15.5 Desarrollo de la visión binocular

Es conocido que determinadas características visuales precisan un tiempo hasta poder ser consideradas, como por ejemplo la sensibilidad al contraste o la agudeza visual. Por ejemplo, la CSF alcanza la forma típica de un adulto sobre las 28 semanas de vida del niño (aunque con valores inferiores, Norcia et al., 1986), aunque otras características como la visión de movimientos o la sensibilidad cromática se desarrollan mucho antes (entre las 6 y 12 semanas). Debido a la complejidad de la visión binocular, parece lógico pensar que ésta se desarrolla en etapas posteriores, aunque el mayor problema encontrado es la medida de características binoculares que, en muchos casos, precisan de una respuesta cognitiva. Las técnicas utilizadas van desde el uso de guías visuales (que se utilizaban a partir de los 3 meses de edad, cuando el niño es capaz de realizar este tipo de tareas) al estudio de los movimientos involuntarios de seguimiento, pasando por el uso de potenciales evocados. Mediante esta última técnica se ha comprobado la existencia de respuesta a EPA en niños de 4 meses (Petrig et al., 1981). También es interesante comprobar en qué fase del desarrollo se comienzan a dar movimientos binoculares coordinados. Ya en fases fetales se han detectado movimientos oculares mediante técnicas ultrasónicas, aunque movimientos vergenciales como tales se empiezan a comprobar en niños de 1 mes, no obstante el seguimiento vergencial no se da hasta los tres meses (Aslin, 1982). La correspondencia retiniana parece ser desarrollada durante la fase fetal, aunque existe la posibilidad de cambiarla mediante entrenamiento en fases muy tempranas del desarrollo infantil (Aslin y Dumais, 1980; Steinman, Steinman, Garzia, 2000: 269; Vital-Durand, et al., 1996).

15.6 Estereoanomalías

Las estereoanomalías se refieren al comportamiento anómalo de la visión estereoscópica en determinadas condiciones. Las primeras evidencias de este tipo de problemas fueron descritas por Richards (1971) que, presentando estímulos de alta disparidad binocular (4°) con tiempos de exposición muy cortos (80 ms), comprobó la existencia de distintos tipos de comportamientos, como muestra la fig. 10.1. En particular, dividió a los sujetos en tres tipos: a) normales, b) con fallo en la disparidad descruzada y c) con fallo en la disparidad cruzada. Estos tres tipos de fallos podrían estar relacionados con los tres tipos básicos de células detectores de disparidad. Richards (1970) estimó en un 30% el porcentaje de personas con este tipo de anomalías de la visión estereoscópica. Richards y Regan (1973) comprobaron también que las estereoanomalías pueden no ser homogéneas en todo el campo visual, pudiendo existir zonas con diferente tipo de anomalía. Este resultado viene a constatar la posibilidad de que el procesado de la disparidad cruzada y descruzada vaya por diferentes mecanismos visuales (fig.15.10).

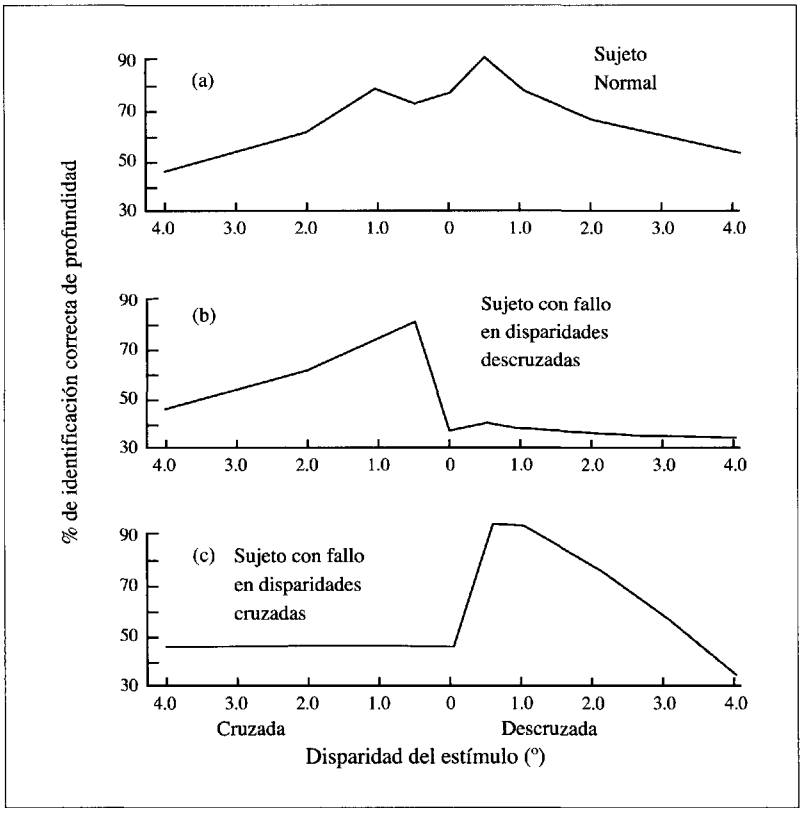


Fig. 15.10 Experiencia de Richards.

15.6.1 *Deprivación monocular*

Una forma de estudio interesante de las anomalías binoculares es la deprivación monocular inducida en gatos o primates. En general, se basa en la disminución o eliminación de la visión en uno de los ojos durante un periodo temprano de la vida del animal, de forma que las células binoculares del córtex desarrollan comportamientos anómalos. Los cuatro tipos de deprivaciones que se estudian son:

1. Oclusión de un ojo por oclusor o sutura de los párpados.
2. Creación de una estrabismo artificial por cirugía.
3. Desviación de uno de los ojos por prismas.
4. Inducción de aniseiconia por lente.
5. Inducción de parálisis muscular en un ojo.

Estos cinco casos se eligen por sus similitudes con los casos más comunes de ambliopía en humanos (estrabismo, aniseiconia, afaquia y catarata).

Efectos retinianos

En general, no se encuentran daños retinianos y las células son anatómica y funcionalmente normales (Sherman and Stone, 1973), no viéndose afectado el electrorretinograma (Baro et al., 1990)

Efectos en el NGL

Los estudios hechos en primates indican que los principales problemas comienzan ya en el NGL, perdiendo la estructura laminar normal si se extrae completamente uno de los ojos (Rakik, 1981) y perdiendo en ese caso la posterior estructura cortical en columnas de dominancia ocular. En el gato se ha observado que en los animales a los que se ha ocluido un ojo tras el nacimiento, las células del NGL donde proyectan las células ganglionares de la retina son mucho más pequeñas que las del ojo normal (Wiesel and Hubel, 1963). Se han encontrado también resultados similares en el mono (Noorden y Middleditch, 1975) y en seres humanos en el análisis post-mortem de ampliopes estrábicos (Noorden y Crawford, 1992).

Estos resultados reafirman la posibilidad de que la competencia entre los dos ojos sea la causa de la reducción del tamaño de las células del NGL, cifrada en un 20%.

Esta variación fisiológica, sin embargo, produce pequeños efectos funcionales en el NGL, donde se han encontrado disminuciones en la sensibilidad al contraste de redes de alta frecuencia espacial (Chino et al., 1994), aunque algunos autores no han encontrado más que una reducción en el número de células Y (Sireteanu y Hoffman, 1979).

Efectos Corticales

Uno de los principales efectos de la deprivación es el aumento de la columna de dominancia ocular del ojo sano en detrimento del ojo ocluido. Estos resultados se han confirmado en gatos (Hubel y Wiesel, 1965) y primates (Baker et al., 1974; Le Vay et al., 1980). En general, se observa una pérdida de células corticales con proyecciones provenientes del ojo ocluido, llegando incluso en algunos casos a producirse una ceguera funcional en ese ojo. Un curioso efecto es que la pérdida funcional del ojo ocluido puede verse recuperada si se produce una enucleación del ojo sano, lo que evidenciaría la plasticidad del sistema binocular (Kratz et al., 1976). Este efecto además, es mucho más rápido (se puede dar en horas) que el equivalente de ocluir el ojo sano (que tardaría semanas).

15.6.2 *Ambliopía*

Síntomas de la ambliopía

Cuando se mantiene la deprivación monocular por un periodo largo de tiempo, el ojo deprivado manifiesta una combinación de síntomas conocidos como ambliopía. La ambliopía incluye la pérdida de visión espacial, con reducción en tareas de agudeza e hiperagudeza (Levi y Klein, 1982), reducción en sensibilidad al contraste (Hess y Howell, 1977). En general, ambos síntomas se pueden explicar como una caída de todas las frecuencias espaciales de la CSF, aunque especialmente de las altas frecuencias espaciales. Levi y Klein (1985) teorizaron que estos síntomas son debidos a una pérdida de células corticales dedicadas al proceso de las zonas centrales del campo visual (aunque tienen el mismo número de células ganglionares que un sujeto normal). En cuanto a la sensibilidad al parpadeo, existe una cierta controversia sobre si es afectada por la ambliopía. Se han dado resultados contradictorios con pérdida e incluso mejora de la sensibilidad al parpadeo. Bradley y Freeman (1985) encontraron que las pérdidas temporales eran una consecuencia directa de las pérdidas espaciales.

Existen otros tipos de síntomas como la confusión entre estímulos cercanos (Pugh, 1958) y las distorsiones visuales (Hess et al., 1978) que requieren una explicación más compleja. Por ejemplo, en las distorsiones espaciales encontradas por Hess en ambliopes estrábicos, se puede haber dado una modificación del mecanismo del signo local para la determinación de direcciones, lo que, a su vez, daría lugar a problemas en la identificación de posiciones y podría explicar la confusión entre estímulos próximos.

También se ven afectados los movimientos oculares, encontrándose dificultades para mantener la fijación del ojo afectado (Ciuffreda et al., 1980).

Tipos de ambliopía

Los diferentes tipos de deprivación dan lugar a diferentes tipos de ambliopía. Los principales son:

a) Ambliopía de deprivación, debida a la pérdida de visión por problemas de cataratas, ptosis o problemas retinianos.

b) Ambliopía estrábica, debida al estrabismo temprano en uno de los ojos. En general, se ha comprobado que la ambliopía se da más en los sujetos endotrópicos, posiblemente debido a que la ambliopía no se suele desarrollar en estrabismos alternantes y la exotropía suele ser más alternante que unilateral.

c) Ambliopía aniseicónica, debido a problemas de aniseiconia o anisometropía.

d) Ambliopía meridional, debida a problemas de astigmatismos no corregidos y que sólo se da en imágenes alineadas con el eje del astigmatismo.

En algunas formas de ambliopía, las tareas de hiperagudeza se ven mucho más afectadas que la CSF o la AV tradicional. Por ejemplo, en muchos niños estrábicos, la CSF es igual para los dos ojos, pero el ojo desviado presenta serios déficits en tareas de hiperagudeza (Howell et al., 1983).

Ambliopía y estereopsis

Aquellas personas que sufren de estrabismo, aniseiconia o catarata uniocular en edades tempranas, sufren también de ambliopía en un ojo y pérdida de la monocularidad (Levi et al., 1979). En general, se ha observado que los pacientes con estrabismo severo fallan en los tests de estereopsis tanto si presentan ambliopía como si no (Cooper y Feldman, 1978), por lo que el factor principal en la pérdida de la estereopsis sería el estrabismo y no la ambliopía. En algunos casos, sobre todo de ambliopías aniseicónicas, se observa un aumento de los umbrales de contraste necesarios para la visión de EPA (Wood et al., 1978), aunque en general, todas las pérdidas de estereopsis se dan cuando los estímulos son de altas frecuencias espaciales. En la ambliopía estrábica, la estereopsis permanece normal para bajas frecuencias espaciales (Holopigian et al., 1986).

15.6.3 *El periodo crítico del desarrollo*

La oclusión de un ojo y otros tipos de deprivación pueden ser críticos si se realizan durante determinadas fases de desarrollo. Este periodo donde la deprivación tiene efectos que pueden ser irreversibles se conoce como el periodo crítico, y depende del tipo de deprivación (Berman y Daw, 1977).

Por ejemplo, en el caso de niños con estrabismo severo, mantenido durante muños años, la pérdida de estereopsis es irreversible. Banks et al., (1975) estimaron el periodo crítico estudiando sujetos estrábicos que habían sido operados a diferentes edades. Los sujetos endotrópicos congénitos operados antes de los 3 años habían recuperado las funciones binoculares mucho antes y en mayor cantidad que los operados a partir de esa edad. Sin embargo, en todos los casos se observaba una pobre estereopsis (Atkinson et al., 1991). En aquellos que habían

desarrollado el estrabismo después de los 4 años, la recuperación era la misma independientemente de cuando se realizara la operación. De estos trabajos, Banks concluyó que el periodo crítico en el ser humano es el comprendido entre el año y los tres años de edad. En esta época, la información binocular es utilizada para construir la compleja función binocular en el córtex cerebral.

Otros trabajos posteriores han dado soporte a esta teoría (Smith et al., 1991; Dellar, 1988).

15.6.4 *Daños cerebrales y estereopsis*

La pérdida de la estereopsis no puede ser utilizada de forma genérica como indicativo de daño cerebral, aunque existen muchos trabajos en la bibliografía donde se relacionan ambos hechos. Los problemas en la visión estereoscópica suelen ser relacionados con daños en el hemisferio derecho (tanto parietales como temporales u occipitales), mientras que las lesiones en el hemisferio izquierdo sólo dan lugar a déficits estereoscópicos cuando se hallan en los lóbulos frontal o temporal (Danta et al., 1978). Estos resultados avalan en cierta manera la creencia general de que el hemisferio derecho es el encargado de las tareas visuales y espaciales, entre las que se encontraría la visión de profundidad. Sin embargo, existen en la bibliografía resultados que indican pérdidas importantes en la estereopsis con lesiones del hemisferio izquierdo (Birkmayer, 1951).

En este sentido, se ha propuesto que la estereopsis basada en la detección de disparidad en EPA podría estar más centrada en el hemisferio derecho que la basada en estereogramas normales y en los que existen formas reconocibles monocularmente, que podría estar más localizada en el hemisferio izquierdo.

This page intentionally left blank

digitalia
www.digitalia.us

Bibliografía

AGUILAR, M. y F. MATEOS (1993): *Óptica Fisiológica*, vol. I, Valencia, Universidad Politécnica de Valencia.

ATCHISON, D. A. y G. SMITH (2002): *Optics of the human eye*, Oxford: Butterworth-Heinemann.

BENNETT, A. G. Y R. B. RABBETTS (1989): *Clinical Visual Optics*, Oxford, Butterworth-Heinemann, 2ª ed.

CASSIN, B. y M. L. RUBIN (2001): *Dictionary of Eye Terminology*, Gainesville, Triad.

CORBE, C., J-P. MENU y G. CHAINE (1993): *Traité d'optique physiologique et clinique*, Paris, Doin.

FELIPE, A. y C. ALBARRÁN (1998): *Manual de óptica geométrica: teoría y cuestiones*, Valencia, Universidad de Valencia.

HERNÁNDEZ, C., B. DOMÉNECH, C. VÁZQUEZ y C. ILLUECA (1999): *Óptica geométrica: teoría y cuestiones*, Alicante, Universidad de Alicante.

HOFSTETTER, H. W. (2000): *Dictionary of Visual Science*, Boston, Butterworth-Heinemann, 5ª ed.

KEENEY, A. H., R. E. HAGMAN y C. J. FRATELLO (1997): *Diccionario de Óptica Oftálmica*, Barcelona, Masson.

LEGRAND, Y. (1991): *Óptica Fisiológica. Tomo I: La Dióptrica del Ojo y su compensación*, Madrid, Sociedad Española de Optometría y Asociación de Amigos de las Escuelas de Óptica.

MILLODOT, M. (1990): *Diccionario de Optometría*, Madrid, Colegio Nacional de Ópticos-Optometristas, 2ª ed.

— (2000): *Dictionary of Optometry and Visual Science*, Oxford, Butterworth-Heinemann, 5ª ed.

PEDROTTI, L. S. (1998): *Optics and vision*, Upper Saddle River, Prentice Hall.

RABBETTS, R. B. (1998): *Bennett & Rabbetts' Clinical Visual Optics*, Oxford, Butterworth-Heinemann, 3ª ed.

ROMERO, J., J. A. GARCÍA y A. GARCÍA (1996): *Curso introductorio a la Óptica Fisiológica*, Granada, Comares.

SMITH, G. y D. A. ATCHISON (1997): *The eye and visual optical instruments*, Nueva York, Cambridge University Press.

SCHWARTZ, S. H. (2002): *Geometrical and Visual Optics*, Nueva York, McGraw-Hill.

TUNNACLIFFE, A. H. (1997): *Introduction to Visual Optics*, Londres, The Association of British Dispensing Opticians.

VIQUEIRA, V., F. M. MARTÍNEZ-VERDÚ y D. DE FEZ (2004): *Óptica fisiológica: modelo paraxial y compensación óptica del ojo*, Alicante, Universidad de Alicante.

Específica:

ASCHENBRENNER, C. M. (1954): «Problems in getting information into and out air photographs», *Photogrammetric Engineering* 20, 398-401.

ALPERN, M. (1968): «A note on visual latency», *Psychological Review* 75, 260-264.

ASLIN, R. N., V. DOBSON y R. W. JACKSON (1982): «Dark vergence and dark focus in human infants», *Investigative Opthal. And Vis. Sci, ARVO supp* 105.

ASLIN, R. N. y S. T. DUMAIS (1980): «Binocular vision in infants: A review and theoretical framework», *Advances in Child Development* 15, 53-94.

ATKINSON J., J. SMITH, S. ANKER, J. WATTAM-BELL, O. J. BRADDICK y A. T. MOORE (1991): «Binocularity and amblyopia after and before early strabismus surgery», *Invest. Opthalmol. And Vis. Sci.* 32, 820.

BAKER F. H., P. GRIGG y G. K. NOORDEN (1974): «Effects of visual deprivation and strabismus on the response of neurons in the visual cortex of the monkey including studies on the striate and prestriate cortex in the normal animal», *Brain Research* 66, 185-208.

BANKS M. S., R. N, ASLIN y R. D. LETSON (1975): «Sensitive period for the development of human binocular vision», *Science* 190, 675-677.

BARO J. A., S. LEHMKULE y K. E. KRATZ (1990): «Electroretinograms and visual evoked potentials in long term monocular deprived cats», *Invest. Opthalmol. And Vis. Sci.* 32, 1405-1409.

BECKER, W. (1991): «Saccades», en Carpenter, R. H. S. (ed.): *Vision and Visual Dysfunction*, vol. VIII, Londres, Macmillan Press.

BERMAN, N. Y N. W. DAW (1977): «Comparison of the critical periods for monocular and directional deprivation in cats», *Journal of Psychology* 265, 249-259.

BLAKE, R. y R. P. O'SHEA (1988): «Abnormal fusion of stereopsis and binocular rivalry», *Psychological Review* 95, 151-154.

BOSSINK, C. J. H., P. F. M. STALMEIER y C. M. M. DE WEERT (1993): «A test of Levelt's second proposition for binocular rivalry», *Vision Research* 33, 1413-1419.

BRADLEY, A. y R. D. Freeman (1985): «Temporal sensitivity in amblyopia: an explanation of conflicting reports», *Vision Research* 25, 39-46.

BRADSHAW, M-F. y B. J. ROGERS (1999): «Sensitivity to horizontal and vertical corrugations defined by binocular disparity», *Vision Research* 39, 3049-3056.

BREESE, B. B. (1899): «On inhibition», *Psychological Review, Monograph Supplements* 3.

BRINDLEY, G. S. y W. S. LEWIN (1968): «The sensations produced by electrical stimulation of the visual cortex», *Journal of Physiology* 196, 479-493.

BUENO, J. M. (2000): «Escobillas de Haidinger y cruz macular de polarización», *Ver y Oir* 145, 251-256.

BÜLTHOFF, H. H. y H. A. MALLOT (1988): «Interaction of different modules in depth perception», *Proceedings of 1st International Conference on Computer Vision*, 295-305.

— (1988): «Interaction of depth modules: stereo and shading», *Journal of the Optical Society of America A* 5, 1749-1757.

BURBECK, C. A. y D. H. KELLY (1984): «Role of local adaptation in the fading of stabilized images», *Journal of the Optical Society of America A* 1, 216-220.

CARPENTER, R. H. S. (1988): *Movements of the eyes*, Londres, Pion, 2ª ed.

— (1991): «Eye movements», en Cronly-Dillon, J. R. (ed.): *Vision and Visual Dysfunction*, vol. VIII, Londres, Macmillan Press.

CHINO, Y. M., H. CHENG, E. L. SMITH, P. E. GARRAGTHY, A. W. ROE y M. SUR (1994): «Early discordant binocular vision disrupts signal transfer in the NGL», *Proceedings of the National Academy of Science* 91, 6938-6942.

CIUFFREDA, K. J., R. V. KENYON y L. STARK (1980): «Increased drift in amblyopic eyes», *British Journal of Ophthalmology* 64, 7-14.

CIUFFREDA, K. J. y B. TANNEN (1995): *Eye movements. Basics for the clinician*, San Luis, Mosby.

COOPER, J. y J. FELDMAN (1979): «Assessing the Frisby stereo test under monocular viewing conditions», *Journal of the American Optometry Association* 50, 807-809.

CORMACK, L. K., S. B. STEVENSON y C. M. SCHOR (1991): «Interocular correlation. Luminance contrast a cyclopean processing», *Vision Research* 31, 2195-2207.

DANTA, G., R. HILTON y D. J. O'BOYLE (1978): «Hemisphere function and binocular depth perception», *Brain* 101, 569-589.

DELLAR, M. (1988): «Why should surgery for early onset strabismus be postponed», *British Journal of Ophthalmology* 72, 110-115.

DOVE, H. W. (1841): «Die Combination der Eindrücker beider Ohren und beider Augen zu einem Eindruck», *Monatsberischte der Berliner Akademie*, 251-252.

EBENHOLTZ, S. M. (2001): *Oculomotor Systems and Perception*, Cambridge, Cambridge University Press.

ENRIGHT, J. T. (1987): «Art and the oculomotor system: Perspective illustrations evoke vergence changes», *Perception* 16, 731-746.

FISHER, S. K. Y K. J. CIUFFREDA (1988): «Acommodation and apparent distance», *Perception* 17, 609-621.

FLOM, M. C. (1980): «Corresponding and disparate retinal points in normal and anomalous correspondence», *American Journal of Optometry and Physiological Optics* 57, 656-665.

FOLEY, J. M. (1980): «Binocular distance perception», *Psychological Review* 87, 411-34.

— (1991): «Binocular space perception», en Regan, D. (ed.): *Vision and Visual Dysfunction*, vol. IX, Londres, Macmillan Press, pp. 75-92.

FOLEY, J. M. y W. RICHARDS (1972): «Effects of voluntary eye movement and convergence on the binocular appreciation of depth», *Perception and Psychophysics* 11, 423-427.

GILLAM, B. J. (1968): «Perception of slant when perspective and stereopsis conflict: Experiments with aniseikonic lenses», *Journal of Experimental Psychology* 78, 299-305.

GEORGESON, M. A. y G. D. SULLIVAN (1975): «Contrast constancy: Deblurring in human vision by spatial frequency», *Journal of Psychology* 252, 627-656.

HAIDINGER'S BRUSH: How to see polarization with the naked eye!!! <http://www.polarization. com/haidinger/haidinger. html>.

HARKER, G. S. (1967): «A saccadic suppression explanation of the Pulfrich phenomenon», *Perception and Psychophysics* 2, 423-426.

HARRAD, R. A., S. P. MCKEE, R. BLAKE e Y. YANG (1994): «Binocular rivalry disrupts stereopsis», *Perception* 23, 15-28.

HELMHOLTZ, H. L. F. (1866): *Handbuch der Physiologischen Optik*, Hamburgo, Voss, vol. III.

HESS, R. F. y E. R. HOWELL (1977): «The threshold contrast sensitivity function in strabismic amblyopia», *Vision Research* 17, 1049-1055.

HESS, R. F., F. W. CAMPBELL y T. GREENHALG (1978): «On the nature of the neural abnormality in human amblyopia: neural aberrations and neural sensitivity loss», *Pflugers Archiv fur die Gesamte Physiologie* 377, 201-207.

HIRSCH, M. J. y F. W. WEYMOUTH (1948): «Distance discrimination II. Effect on threshold of lateral separation of the test objects», *AMA Archives of Ophthalmology* 39, 224-231.

HOLOPIGIAN, K., R. BLAKE y M. GREENWALD (1986): «Selective losses in binocular vision in anisometropic amblyopes», *Vision Research* 26, 621-630.

HOWARD, H. J. (1919): «A test for the judgement of distance», *American Journal of Psychology* 2, 656-675.

HOWARD, I. P. (1982): *Human visual orientation*, Chichester, John Wiley and Sons.

digitalia
www.digitalia.us

HOWARD, I. P. (1986): «The perception of posture, self motion, and the visual vertical», en Boff, K. R., L. Kaufman y J. P. Thomas (eds.): *Handbook of Perception and Human Performance*, vol. I, cap. 18, Nueva York, John Wiley and Sons.

HOWARD, I. P., y J. G. ROGERS (1995): *Binocular Vision and Stereopsis*, Nueva York, Oxford University Press.

HOWELL, E. R., D. E. MITCHELL y C. G. KEITH (1983): «Contrast thresholds for sign gratings in children with amblyopia». *Invest. Opthalmol. Vis. Sci.* 24, 782-787.

HUBEL, D. H. y T. N. WIESEL (1965): «Binocular interactions in the striate cortex of kittens reared with artificial squint», *Journal of Neurophysiology* 28, 1041-1059.

HUNG, G. K. y K. C. CIUFFREDA (2002): *Models of the visual system*, Dordrecht, Kluwer Academic.

JOHNSTON, E. B., B. G. CUMMING y A. J. PARKER (1993): «Integration of depth modules: Stereopsis and texture», *Vision Research* 33, 813-826.

JUDGE, S. J. (1991): «Vergence», en Carpenter, R. H. S. (ed.): *Vision and Visual Dysfunction*, vol. VIII, Londres, Macmillan Press, pp. 157-172.

JULESZ, B. (1995): *Dialogues on perception*, Cambridge, MIT Press.

KRATZ, K. E., P. D. SPERA y D. C. SMITH (1976): «Postcritical period reversal of effects of monocular deprivation on striate cortex cells of the cat», *Journal of Neurophysiology* 39, 501-511.

LANDRIGAN, D. T. y I. A. BADER (1981): «The Pulfrich effect: filtering portions of both eyes», *Journal of Psychology* 109, 163-172.

LARSON, W. L. (1990): «An investigation of the difference in stereoacuity between crossed and uncrossed disparities using Frisby and TNO tests», *Optometry and Vision Science* 67, 157-161.

LEE, D. N. (1970*a*): «A streboscopic stereophenomenon», *Vision Research* 10, 587-593.

— (1970b): «Spatiotemporal integration in binocular kinetic space perception», *Vision Research* 10, 65-78.

LEGGE, G. E. y Y. GU (1989): «Stereopsis and contrast», *Vision Research* 29, 989-1004.

LEIGH, R. J. y D. S. ZEE (1991): «Oulomotor disorders», en Carpenter, R. H. S. (ed.): *Vision and Visual Dysfunction*, vol. VIII, Londres, Macmillan Press.

LE VAY, S., T. N. WIESEL y D. H. HUBEL (1980): «The development of ocular dominance columns in normal and visually deprived monkeys», *Journal of Comparative Neurology* 191, 1-51.

LEVI, D. M. y S. KLEIN (1982): «Hiperacuity and amblyopia» *Nature* 298, 268-269.

– (1985): «Vernier acuity, crowding and amblyopia», *Vision Research* 25, 979-991.

LEVI, D. M., R. S. HARWERTH y R. E. MANNY (1979): «Suprathreshold spatial frequency detection and binocular interactions in strabismic and anisometropic amblyopia», *Invest. Opthalmol. Vis. Sci.* 18, 714-725.

LEVICK, W. R., W. G. CLELANDE y J. S. COOMBS (1972): «On the apparent orbit of the Pulfrich pendulum», *Vision Reseach* 12, 1381-1388.

LIT, A. (1949): «The magnitude of the Pulfrich stereophenomenon as a function to the binocular differences of intensity at various levels of illumination», *American Journal of Psychology* 62, 159-181.

— (1960): «Effect of target velocity in a frontal plane on binocular spatial localization at photopic retinal illuminance levels», *Journal of the Optical Society of America* 50, 970-973.

— (1968): «Illumination effects on depth discrimination», *The Optometric Weekly* 59, 42-46.

LOGOTHETIS, N. K., P. H. SCHILLER, E. R. CHARLES y A. C. HURLBERT (1990): «Perceptual deficits and the activity of the color-opponent and broad-band pathways at isoluminance», *Science* 247, 214-217.

LU, C. y D. H. FENDER (1972): The interaction of color and luminance in stereoscopic vision», *Investigative Ophthalmology* 11, 482-490.

MCKEE, S. P. (1983): «The spatial requirements for fine stereoacuity», *Vision Research* 23, 191-198.

MITCHISON, G. J. y G. WESTHEIMER (1984): «The perception of depth in simple figures», *Vision Research* 24, 1063-1073.

MONTES, R. y T. FERRER (2002): «Características de los movimientos oculares durante la lectura», *Gaceta Óptica* 360, 10-13.

NOORDEN, G. K. y M. L. J. CRAWFORD (1992): «The lateral geniculate nucleus in human strabismic amblyopia», *Invest. Opthalmol. And Vis. Sci.* 33, 2729-2732.

NOORDEN, G. K. y P. R. MIDDLEDITCH (1975): «Histology of the monkey LGN after unilateral lid closure and experimental strabismus», *Invest. Ophthalmology* 14, 674-683.

NORCIA, A. M., C. W. TYLER y D. ALLEN (1986): «Electrophysiological assessment of contrast sensitivity in human infants», *American Journal of Optometry and Physiological Optics* 63, 12-15.

OGLE, K. N. (1950): *Researches in Binocular Vision*, Filadelfia, Saunders.

— (1955): «Stereopsis and vertical disparity», *AMA Archives of Ophthalmology* 53, 495-504.

— (1964): *Researches in Binocular Vision*, Nueva York, Hafner.

ONO, H. (1991): «Binocular visual directions of an object when seen as single or double», en Regan D. (ed.): *Vision and Visual Dysfunction*, vol. IX, Londres, Macmillan Press, pp. 1-18.

PANUM, P. L. (1858): *Physiologische Untersuchungen über das Seben mit zwei Augen*, Kiel, Schwers.

PENNINGTON, J. (1970): «The effects of wavelength on stereoacuity», *American Journal of Optometry* 47, 288-294.

PETRIG, B., B. JULESZ, W. KROPF, G. BAUMGARTER y M. ANLIKER M (1981): «Development of stereopsis and cortical binocularity in human infants», *Science* 23, 1402-1404.

digitalia
www.digitalia.us

PHILLIPS, D. (2000): *A Visual History of the Stereoscope*, <http://home.centurytel.net/s3dcor>.

PUGH, M. (1958): «Visual distortion in amblyopia», *British Journal of Ophthalmology* 42, 449-460.

PUJOL, J. y P. CAPILLA (1993): *Òptica Fisiològica. Problemes*, Barcelona, Edicions UPC (Aula Pràctica 30).

RAWLINGS, S. C. y T. SHIPLEY (1969): «Stereoscopic acuity and horizontal angular distance from fixation», *Journal of the Optical Society of America* 59, 991-993.

READING, R. W. (1983): *Binocular vision. Foundations and applications*, Boston, Butterworth.

REGAN, D. (1991): «Binocular Vision», en Regan, D. (ed.): *Vision and Visual Dysfunction*, vol. IX, Londres, Macmillan Press.

REINECKE, R. D. y K. SIMONS (1974): «A new stereoscopic test for amblyopia screening», *American Journal of Ophthalmology* 78, 714-721.

RICHARDS, W. (1970): «Stereopsis and stereoblindness», *Experimental Brain Research* 10, 380-388.

— (1971): «Anomalous stereoscopic depth perception», *Journal of the Optical Society of America* 61, 410-414.

RICHARDS, W. y D. REGAN (1973): «A stereo field map with implication for disparity processing», *Invest. Opthalmol. And Vis. Sci.* 12, 904-909.

ROCK, M. L. y B. H. FOX (1949): «Two aspects of the Pulfrich Stereophenomenon», *American Journal of Psychology* 62, 279-284.

ROGERS, B. J. y S. M. ANSTIS (1972): «Intensity vs. adaptation and the Pulfrich stereophenomenon», *Vision Research* 12, 909-928.

ROGERS, B. J., M. J. STEINBACH y H. ONO (1974): «Eye movements and the Pulfrich phenomenon«, *Vision Research* 14, 181-185.

ROSS, J. (1974): «Stereopsis by binocular delay», *Nature* 248, 363-364.

SALMON, T. O. (8-5-2003): *Binocular Vision Module*, <http://arapaho.nsuok.edu/~salmonto/VSIII/VSIII.htm>.

SCHOR, C. M. (1991): «Binocular sensory disorders», en Regan, D. (ed.): *Vision and Visual Dysfunction*, vol. IX, Londres, Macmillan Press, pp. 179-223.

SCHOR, C. M. y K. J. CIUFFREDA (1983): *Vergence eye movements: basic and clinical aspects*, Boston, Butterworth.

SHERMAN, S. M. y J. STONE (1973): «Physiological normality of the retina in visually deprived cats», Brain Research 60, 224-230.

SHIPLEY, T. y S. C. RAWLINGS (1970): «The nonius horopter», *Vision Research* 10, 1225-1299.

SIMONS, K. (1981): «A comparison of the Frisby, Random-Dot, E, TNO, and Random Circles stereotests in screening and office use», *Archives Ophthalmology* 99, 439-445.

SIMONS, K, y R. D. REINECKE (1974): «A reconsideration of amblyopia screening and stereopsis», *American Journal of Ophthalmology* 78, 707-713.

SIRETEANU, R. y K. P. HOFFMAN (1979): «Relative frequency and visual resolution of the X- and Y- cells in the LGN of normal and deprived cats», *Experimental Brain Research* 34, 591-603.

SMITH, J. C., J. ATKINSON, S. ANLER y A. T. MOORE (1991): «A prospective study of the binocularity and amblyopia in strabismic infants before and after corrective surgery: implication of the human critical period», *Invest. Opthalmol. And Vis. Sci.* 26, 80-87.

STEINMAN, S. B., STEINMAN, B. A., GARZIA, R. P. (2000): *Foundations of Binocular Vision. A Clinical Perspective*, Nueva York, McGraw Hill.

THOMPSON, P. y V. WOOD (1993): «The Pulfrich stereophenomenon in stereoblind subjects», *Perception* 22, 7-14.

TYLER, C. W. (1973): «Stereoscopic vision: Cortical limitations and a disparity scaling effect», *Science* 181, 276-278.

— (1974): «Depth perception in disparity gratings», *Nature* 251, 140-142.

— (1991*a*): «The horopter and binocular fusion», en Regan, D. (ed.): *Vision and Visual Dysfunction*, vol. IX, Londres, Macmillan Press, pp. 19-37.

— (1991*b*): «Cyclopean vision», en Regan, D. (ed.): *Vision and Visual Dysfunction*, vol. IX, Londres, Macmillan Press, pp. 38-74.

— (1997): *Human Simmetry Perception and its Computational Analysis*, Amsterdam, VSP Press.

VOLKMANN, A. W. (1859): «Die Stereoskopischen Erscheinungen in ihrer Beziehung zu der Lehre von den identischen Netzhautpunkten», *Journal of Graefes Archive Ophthalmology* 2, 1-100.

WAACK, F. G. (1999): *Stereo Photography*, <http://www.stereoscopy.com/library/waack-contents.html>.

WADE, N. J. (1999): *A Natural History of Vision*, Cambridge, MIT Press.

WADE, N. J., C. M. M. DE WEERT y M. T. SWANSTON (1984): «Binocular rivalry with moving patterns», *Perception and Psychophysics* 35, 111-122.

WALDSMITH, J. (2002): *Stereo Views: An IllustratedHistory and Price Guide*, Amsterdam, Krause Publications, 2ª ed.

WALLACH, H. y C. ZUCKERMAN (1963): «The constancy of stereoscopic depth», *American Journal of Psychology* 76, 404-412.

WALRAVEN, J. (1975): «Amblyopia screening with random-dot stereograms», *American Journal of Ophthalmology* 80, 893-900.

WARREN, N. (1940): «A comparison of standard tests of depth perception», *American Journal of Optometry* 17, 208-211.

WELCH, R. B. (1986): «Adaptation of Space Perception», en Boff, K. R., L. Kaufman y J. P. Thomas (eds.): *Handbook of Perception and Human Performance*, vol. I, cap. 24, Nueva York, John Wiley and Sons.

WESTHEIMER, G. y S. P. MACKEE (1977): «Integration regions for visual hyperacuity», *Vision Research* 17, 89-93.

WIESEL, T. N. y D. H. HUBEL (1963): «Effects of visual deprivation on morphology of cells in the cats lateral geniculate body», *Journal of Neurophysiology* 26, 978-993.

WITTENBERG, S., F. W. BROCK y W. C. FOLSOM (1969): «Effect of training on stereoscopic acuity», *American Journal of Optometry* 46, 645-653.

WOO, G. C. S. y V. SILLANPAA (1979): «Absolute stereoscopic thresholds as measured by crossed and uncrossed disparities», *American Journal of Optometry and Physiological Optics* 56, 350-355.

WOOD, I. C. J., J. A. FOX y M. G. STEVENSON (1978): «Contrast threshold of random dot stereograms in anisometropic amblyopia». *British Journal of Ophthalmology*, 62, 34.

YELLOTT, J. (19-11-1999): *Important Dates in Vision Science: A Chronological History of Vision Research: 1600-1960*, <http://aris.ss.uci.uci.edu/cogsci/vision/yellott_dates.html>.

Complementaria:

Oftalmología y Optometría Binocular:

ANSONS, A. M. y H. DAVIS (2000): *Diagnosis and Management of Ocular Motility Disorders*, Nueva York, Blacwell Science, 3ª ed.

BORRÁS, M. R., J. GISPETS, J. C. ONDATEGUI, M. PACHECO, E. SÁNCHEZ y C. VARÓN (1996): *Visión binocular: diagnóstico y tratamiento*, Barcelona, Ediciones UPC (Politext 57).

BRILLIANT, R. L. (1999): *Essentials of low vision practice*, Boston, Butterworth-Heinemann.

CALOROSO, E. E., M. W. ROUSE y S. A. COTTER, S. A. (1999): *Tratamiento clínico del estrabismo*, Madrid, Ciagami.

COTTER, S. A. (1996): *Prismas ópticos. Aplicaciones clínicas*, Madrid, Mosby/Doyma.

DICKINSON, C. (1998): *Low vision: principles and practice*, Oxford, Butterworth-Heinemann.

FANNIN, T. E. y T. GROSVENOR (1996): *Clinical Optics*, Boston, Butterworth-Heinemann, 2ª ed.

GRIFFIN, J. R. y J. D. GRISHAM (2002): *Binocular anomalies: diagnosis and vision therapy*, Amsterdam, Butterworth-Heinemann, 4ª ed.

GUROVICH, L. (2001): *Baja visión*, Buenos Aires, Lydia Gurovich.

HUGONNIER, R. y S. HUGONNIER (1977): *Estrabismos, heteroforias y parálisis oculomotrices: desquilibrios oculomotores en clínica*, Barcelona, Toray-Masson.

MOSELEY, M. y A. FIELDER (2001): *Amblyopia: a multidisciplinary approach*, Oxford, Butterworth-Heinemann.

NOORDEN, G. K. (1996): *Binocular vision and ocular motility*, San. Luis, The C. V. Mosby Company, 5ª ed.

— (1997): *Estrabismos: decisiones clínicas*, Madrid, Ciagami.

NOORDEN, G. K. y E. C. CAMPOS (2002): *Binocular vision and ocular motility: theory and management of strabismus*, San Luis, Mosby, 6ª ed.

ROSENBLUM, W. M. y W. J. BENJAMIN (1992): *Selected Papers of Special Significance to Optometry*, Bellingham, The International Society for Optical Engineering - SPIE (Milestone Series, Vol. MS62).

ROWE, F. (1997): *Clinical Orthoptics*, Nueva York, Blackwell Science.

RUTSTEIN, R. P. y K. M. DAUM (1998): *Anomalies of binocular vision: diagnosis and management*, San Luis, Mosby.

SCHEIMAN, M. y B. WICK (1996): Tratamiento clínico de la visión binocular: disfunciones heterofóricas, acomodativas y oculomotoras, Madrid, Ciagami.

— (2002): *Clinical management of binocular vision: heterophoric, accommodative, and eye movement disorders*, Filadelfia, Lippincott Williams & Wilkins.

Neurofisiología, Psicofísica y Percepción Visual:

ARTIGAS, J. M., P. CAPILLA, A. FELIPE y J. PUJOL (1995): *Óptica Fisiológica: Psicofísica de la Visión*, Madrid, McGraw-Hill Interamericana.

ATKINSON, J. (2000): *The Developing Visual Brain*, Oxford, Oxford University Press.

BOFF, K. R., L. KAUFMAN y J. P. THOMAS, J. P. (1986): *Handbook of Perception and Human Performance*, vol. I, Nueva York, John Wiley and Sons.

FAHLE, M. y M. GREENLEE (2003): *The Neuropsychology of Vision*, Oxford, Oxford University Press.

GRAHAM, N. V. S. (2001): *Visual Pattern Analyzers*, Oxford, Oxford University Press.

HUBEL, D. H. (1999): *Ojo, cerebro y visión*, Murcia, Universidad de Murcia.

PALMER, S. E. (1999): *Vision science: from photons to phenomenology*, Cambridge, MIT Press.

REGAN, D. (2000): *Human perception of objects: early visual processing of spatial form defined by luminance, color, texture, motion, and binocular disparity*, Sunderland, Sinauer Associates.

RODIECK, R. W. (1998): *The First Steps in Seeing*, Sunderland, Sinauer Associates.

SCHWARTZ, S. H. (1999): *Visual Perception: A Clinical Orientation*, Stamford, Appelton & Lange, 2ª ed.

SPILLMANN, L. y J. S. WERNER (1990): *Visual Perception: The Neurophysiological Foundations*, Nueva York, Academic Press.

URTUBIA, C. (1997): *Neurobiología de la visión*, Barcelona, Ediciones UPC (Politext 51).

VITAL-DURAND, F., J. ATKINSON y O. J. BRADDICK, O. J. (1996): *Infant vision*, Oxford, Oxford University Press.

WANDELL, B. A. (1995): *Foundations of Vision*, Sunderland, Sinauer Associates.

Visión Artificial:

FAUGERAS, O. (1996): *Three-dimensional computer vision: a geometric viewpoint*, Cambridge, MIT Press, 2ª ed.

GONZÁLEZ-JIMÉNEZ, J. (2000): *Visión por Computador*, Madrid, Paraninfo.

GRUEN, A. y T. S. HUANG, T. S. (2001): *Calibration and orientation of cameras in computer vision*, Berlín, Springer-Verlag.

HARTLEY, R. y A. ZISSERMAN (2001): *Multiple view geometry in computer vision*, Cambridge, Cambridge University Press.

KLETTE, R., K. SCHLÜNS y A. KOSCHAN (1998): *Computer vision: three-dimensional data from images*, Singapur, Springer.

LERMA-GARCÍA, J. L. (1999): *Problemas de fotogrametría I*, Valencia, Universidad Politécnica de Valencia.

— (2002): *Fotogrametría moderna: analítica y digital*, Valencia, Universidad Politécnica de Valencia.

MORENO, R., A. QUESADA y M. ALEMÁN (2001): *Percepción visual y modelos computacionales: introducción a la biocibernética visual*, Las Palmas de Gran Canaria, Universidad de las Palmas de Gran Canaria.

ROLLS, E. y G. DECO (2001): *Computacional Neuroscience of Vision*, Oxford, Oxford University Press.

TORRES, F., J. POMARES, P. GIL, S. T. PUENTE y R. ARACIL (2002): *Robots y Sistemas Sensoriales*, Madrid, Prentice-Hall.

XU, G., ZHANG, Z. (1996): *Epipolar Geometry in Stereo, Motion and Object Recognition*, Dordrecht, Kluwer Academic.

This page intentionally left blank

digitalia
www.digitalia.us

Índice analítico

Abática, distancia 248
Abducción 26, 40
Aceleración, de un sacádico 55
Acomodación 306
Adaptación a prismas 147
Adducción 26, 40
Adición 121
Afaquia unilateral 291
Agudeza visual estereoscópica 317, 371
Ambliopía 383
Amplitud de convergencia 96
Amplitud relativa
  de acomodación 110
  de convergencia 110
  negativa de acomodación 107
  negativa de convergencia 109
  positiva de acomodación 106
  positiva de convergencia 108
Anaglifo 343
Ángulo apical (de un prisma) 135
Ángulo métrico 72, 99
Aniseiconía 247, 255, 287, 293, 382
  horizontal 293
  inducida 260, 290
  neural 256
  oblícua 293
  óptica 255
  total 293
  vertical 293
Anisoacomodación 288
Anisometropía 255, 287
Arco de contacto 41
Área de panum 275
Astenopía 170
Autoestereograma 22
Azimuth 29
Barra de prismas 165
Base (de un prisma) 135
Campo de fijación binocular 21
Campo visual
  binocular 21
  monocular 18, 21
Centro de rotación 24, 41
Ciclovergencias 70
Cine 3d 359
Circunferencia
  de igual convergencia 193
  de vieth-müller 193, 233, 242
Concomitancia 83
Constancia
  del tamaño 309
  estereoscópica 317
Convergencia 60, 70, 307
  asimétrica 72, 95
  simétrica 72, 95, 231

Corrección, de un sacádico 56
Correspondencia
  armónica 222
  no armónica 222
  retiniana 19, 193
  retiniana anómala 211, 220, 225
  retiniana normal 253
Cover test 80, 165, 221
Curva de vergencias forzadas 277
Deprivación monocular 382
Desarrollo de la visión binocular 380
Difusión atmosférica 308
Dioptría prismática 99, 137
Diplopía 21, 210
  cruzada 214
  fisiológica 211, 214, 217
  homónima 214
  monocular 225
  patológica 211
Dirección egocéntrica 187
Dirección oculocéntrica 187, 199
Disparidad
  de fijación 276
  horizontal 197
  objeto 74, 155
  retiniana 74
  vertical 197
Disparímetro 276
Distancia visual 305
Divergencia 60, 70
Dominancia
  direccional 209
  motora 208
  ocular 207
  sensorial 207
Duración de un sacádico 55
Efecto
  Mach-Dvorak 331
  Pulfrich 328, 332, 333
Eiconometría 261, 294
Eiconómetro
  de comparación directa 295, 303
  espacial 296
Eje
  común 200
  de fick 25
  de fijación 24
  óptico 24
  pupilar 24
  visual 24, 41, 200
Elipse aniseicónica 297
Endoforia 81
Endolinfa 52
Endotropía 82
Esoforia 81, 165
Esotropía 165, 190
Espacio
  de panum 275
  físico 15, 198, 238
  visual 15, 198, 238
Estereoanomalías 381
Estereograma 159, 343
  de papel pintado 344, 359
  de puntos aleatorios 321, 373, 375
Estereopsis 197, 316, 384, 305
Estereoscopio 155
  de Bewster-Holmes 154, 159
  de Wheastone 155
Estrabismo 80, 81, 166, 253, 382
Eutiscopio 192
Excentricidad 31
Exoforia 81, 165
Exotropía 82, 165
Extorsión 27, 40
Factor de visibilidad 344
Fading 49, 61
Falsa torsión 32
Fijación excéntrica 190
Flom, joroba de 255
Fluctuaciones, micromovimientos 52, 61
Foria 80, 166, 213
  asociada 277
  inducida 148
Fotografía estereoscópica 359

Fusión 20, 22
binocular 273
lenta 147
libre (técnica de) 343, 345
motora 273
rápida 147
sensorial 273
Geométrico, efecto 257
Gradiente ACA 113
Gradiente de texturas 314
Grado de supresión 286
Haidinger, haces de 192
Haplopía 22
Helmholtz, inclinación de 233, 249
Hering-hillebrand, desviación de 233, 249
Heteroforia 88, 253
Heterotropía 80
Hiperforia 81, 165
Hipermetropía 81, 84
Hipertropía 82, 165
Hipoforia 81, 165
Hipotropía 82, 165
Horóptero 193, 231, 274
empírico 233, 249
espacial 231
fusional 234
longitudinal 231, 234
nonius (vernier) 237
teórico 233, 248
vertical 231, 252
Imagen de purkinje 63
Inducido, efecto 259
Infraducción 26, 46
Inserción
fisiológica 41
ocular 41
orbitaria 41
Intorsión 27, 40
Isotropía 82
Latencia
visual 329, 322
de un sacádico 56
Latitud 30
Ley
de Donders 32
de Emmert 312
de Hering 69, 77, 82
de Knapp 290, 302
de Listing 33
Línea
base 95
de acción 41
de demanda 103
de forias 111
de puntos pasivos 111
media 95
principal de mirada 24
visual 188
Localización 187
Longitud 30
Medida de movimientos oculares 61
Meridiano 30
Método de howard-dolman 371
Microsacádicos, micromovimientos 52, 61
Miopía 84
Monovisión 209
Movimiento
oblicuo 26
secundario 26, 32
simple 26
terciario 26, 27
Músculo
antagonista contralateral 78
antagonista homolateral 47, 78
sinergista contralateral 78
sinergista homolateral 46, 78
Nistagmus
espontáneo 60
fisiológico 61
latente 60
optocinético 54
Objeto binocular efectivo 150, 155
Oblicuo
inferior 40, 44
superior 40, 44
Oblicuo, efecto 260

Ojo cíclope 200, 203, 206
Ojo dominante 207, 209
Optocinéticos, movimientos 52, 54
Orientación 187
Ortoforia 80
Ortóptica 84
Periodo crítico del desarrollo 380
Persecución, movimientos de 52
PerspectivPistas monoculares 306
Pistas monoculares 306
  monoculares primarias 306
  monoculares secundarias 307
Plano
  de fijación 72, 95
  Listing 25
  frontoparalelo aparente 238
  frontoparalelo objetivo 242
  medio 72, 95
Posición
  anatómica de reposo 26
  de fijación 26
  diagnóstica de la mirada 26, 78
  disociada 26
  fisiológica de reposo 26
  primaria 26
  secundaria 26
  terciaria 26
Potencia
  eficaz (de un prisma) 138
  prismática 136
Ley de Prentice 139, 170, 288
Presbicia 84
Prisma
  corrector 172
  de fresnel 143
  de medida 165
  de relajación 172
  de sectores 172
  delgado 135
  diferencial 145, 211
  inverso 172
  oblícuo 141
  rotatorio 142
Prismas yugados 172, 206
Pseudoscopio 359
Punto
  neutro 159
  próximo de convergencia 96
  remoto de convergencia 96
Puntos correspondientes 193
Quiasma óptico 18
Recto
  externo 40, 42
  inferior 40, 42, 43
  superior 40, 43
Relación aca 111
Reserva fusional
  negativa 146
  positiva 146
  vertical 146
Reservas fusionales 355
Reservas acomodativas 358
Retraso interocular 328
Rivalidad 274, 281
Sacádicos, movimientos 52, 54, 59
Seguimiento 60
Semidecusación quiasmática 18
Septum 159
Signo local 117
Sinoptóforo 122, 164
Sumación binocular 208
Supraducción 26, 46
Supresión 281
  binocular 211
  binocular anormal 286
Supresión, de un sacádico 55
Tamaño aparente 309, 311
Tele-estereoscopio 359
Teoría
  de dos canales 284
  de la respuesta dual 284
  de la supresión 284
Terapia visual 171, 225, 351
Test
  de Frisby 373
  de Grolman 286
  de Titmus 372, 378
  de visión ciclópea 375
  TNO 378
Tiempo de reacción, de un sacádico 56

Tratamiento de la aniseiconía 302
Trémores, micromovimientos52, 61
Triplopía binocular 225
Tróclea 44
Troxler, fenómeno 49
Unidad de mallet 277
Valor nominal (de un prisma) 139
Velocidad
media, de un sacádico 55
punta, de un sacádico 55
Vergencia 72
acomodativa 76
fusional 74, 171
objeto 103
prismática 146
proximal 78
psíquica 78
tónica 77
Vergencias, movimientos 52, 60
Versión 69
Versiones sacádicas 69
Vértice (de un prisma) 135
Vestíbulo-oculares, movimientos 52
Visión estereoscópica 22
Visualización excéntrica 191
Visuoscopía 192
Volkmann, discos de 252
Zona
de confort visual 112
de visión binocular nítida y haplópica 110, 206

This page intentionally left blank

digitalia
www.digitalia.us

COL·LECCIÓ EDUCACIÓ

Sèrie Materials

1 **Didáctica de la geometría: el modelo Van Hiele**
Rosa María Corberán et alii

2 **Manual d'ús de l'estàndard oral** (6a edició)
Josep Lacreu Cuesta

3 **Lingüística general y aplicada** (3a edició)
Ángel López García

4 **Manual de embriología y anatomía general**
Víctor Smith Agreda i altres

5 **Siete colores musicales**
Ramón Serra Blasco
Helga Dietrich

6 **Electromagnetisme bàsic**
Francisco Pomer Murgui

7 **Introducció a la informàtica**
Enric Casaban

8 **Manual de geografia física** (2a edició)
Vicenç M. Rosselló, Josep M. Panareda i Alexandre J. Pérez Cueva

9 **Mètodes numèrics per a la física** (3a edició)
Rafael Guardiola, Emili Higón i Josep Ros

10 **Art i educació**
Ricard Huerta

11 **Introducció històrica a l'antropologia (I) Textos antropològics dels clàssics greco-romans**
Joan B. Llinares

12 **El control del vocabulario en la recuperación de información** (2a edició)
Frederick W. Lancaster

13 **Manual de termodinàmica** (2a edició)
Vicent Gandia Gomar

14 **Química orgànica general** (2a edició)
Ramon Mestres i Salvador Gil

15 **Fonaments de bioquímica** (4a edició)
Juli Peretó, Ramon Sendra, Mercè Pamblanco i Carme Bañó

16 **Estructuras de álgebra multilineal**
Joaquín Olivert Pellicer

17 **Mètodes matemàtics. Variable complexa** (2a edició)
José A. Peñarrocha, Arcadi Santamaria i Jordi Vidal

18 **Política y prácticas de la educación de personas adultas**
Francisco Beltrán Llavador i José Beltrán Llavador

19 **Atles escolar del País Valencià**
Vicenç M. Rosselló i Vicente Gozálvez, dirs.

20 **Introducció a la topologia**
Francisca Mascaró, Juan L. Monterde, Juan J. Nuño i Rafael Sivera

21 **Teoria del coneixement**
Josep Lluís Blasco i Tobies Grimaltos

22 **Comprendre i gestionar la ciutat: un assaig d'economia i política urbana**
Josep Sorribes

23 **Investigación evaluativa en documentación. Aplicación a la documentación médica**
M. Francisca Abad

24 **Pràctiques escèniques de l'edat mitjana als segles d'or**
L. Quirante, E. Rodríguez i J. L. Sirera

25 **Manual de física estadística**
Salvador Mafé i Juan de la Rubia

26 **Instrumentos ópticos y optométricos. Teoría y prácticas**
M. Martínez Corral, Walter D. Furlan, Amparo Pons i Genaro Saavedra

27 **Manual de óptica geométrica**
Adelina Felipe i César Albarrán

28 **Introducció a l'anàlisi i disseny d'algorismes**
Francesc J. Ferri, Jesús V. Albert i Gregorio Martín

29 **Història del pensament biològic**
Josep Lluís Barona

30 **Metodologia en infermeria**
Empar Benavent, Ramón Camaño i Andrés Cuesta

31 **Sistema sexo/género. Identidades y construcción de la subjetividad**
Isabel Martínez Benlloch i A. Bonilla Campos

32 **Però, què és això de la genètica?**
M. Dolors Moltó i Lluís Pascual

33 **L'educació literària**
Josep Ballester

34 **Matemàtiques per a economistes. Càlcul diferencial**
M. J. Canós i C. Ivorra

35 **Manual de documentació audiovisual en ràdio i televisió**
Enric Bellveser, ed.

36 **Introducció a l'Econometria**
Dulce Contreras i Jorge Belaire

37 **Manual de Treball Social** (2a edició)
María José de Rivas

38 **Història de l'art del segle XIX**
Carmen Gracia

39 **Mètodes numèrics per a l'àlgebra lineal**
F. Aràndiga, R. Donat i P. Mulet

40 **Fundamentos de optometría. Refracción ocular**
Walter Furlan, Javier García Monreal i Laura Muñoz Escrivá

41 **Pràctiques d'Estadística Matemàtica**
Juan José Abellán i altres

42 **Fonaments de la comunicació**
Ángel López i Manuel Pruñonosa, eds.

43 **Història contemporània d'Amèrica** (2a edició)
Joan del Alcàzar, Nuria Tabanera, Josep M. Santacreu i Antoni Marimon

44 **Coneixements bàsics de màrqueting**
Alejandro Mollá Descals, coord.

45 **Pràctiques de Citologia i Histologia**
Xavier Ponsoda, Joan Nàcher, Asunción Molowny i Carlos López García

46 **Valoració de les inversions productives en l'empresa**
Josep E. Farinós, Ana M. Ibáñez, Amparo Medal, Amàlia Rodrigo i M. Àngels Soler

47 **Astronomia fonamental**
Vicent J. Martínez, Joan A. Miralles i Enric Marco

48 **Fonts d'informació en ciències de la salut**
Alejandro de la Cueva, Rafael Aleixandre i Josep Manuel Rodríguez i Gairín

49 **Diccionario esencial de neuroanatomía. Sinónimos y epónimos**
Amparo Ruiz Torner

50 **Patologia quirúrgica osteoarticular. Generalitats**
Manuel Sanchis-Guarner Cabanilles

51 **Geologia i química del cosmos i de la Terra**
Josep M. Amigó i Luis E. Ochando

52 **Psicologia de l'addicció**
M. Teresa Cortés i Lluís Mayor, coords.

53 **Fonaments de zoologia dels artròpodes**
Jesús Selfa i Juli Pujade-Villar

54 **Cirurgia abdominal**
Ramón Trullenque, ed.

55 **Fundamentos de colorimetría**
Pascual Capilla, José M. Artigas i Jaume Pujol, coords.

56 **Un curso de álgebra**
Gabriel Navarro

57 **Geografia regional d'Espanya**
Joaquim Farinós, ed.

58 **Tecnología del color**
José M. Artigas, Pascual Capilla i Jaume Pujol, coords.

59 **Història de l'art medieval**
Juan V. García Marsilla

60 **Aproximació numèrica**
Sergio Amat, Francesc Aràndiga, José Vicente Arnau, Rosa Donat, Pep Mulet i Rosa Peris

61 **Sistemas electrónicos digitales. Fundamentos y diseño de aplicaciones**
Enrique Sanchis, coord.

62 **Física nuclear y de partículas**
Antonio Ferrer Soria

63 **Electrocardiografía en la práctica clínica**
Francisco Javier Chorro i Vicente López Merino, coords.

64 **Introducción a la programación estructurada en C**
Francisco A. Martínez i Gregorio Martín

65 **Técnicas de análisis de imagen. Aplicación en Biología**
José F. Pertusa Grau

66 **Vocabulario de información y documentación automatizada**
Luis M. Corbalán i Carlos B. Amat

67 **Introducció a l'enginyeria dels reactors químics**
Agustín Escardino i Àngel Berna

68 **Historia contemporánea de América**
Joan del Alcàzar, Nuria Tabanera, Josep M. Santacreu i Antoni Marimon

69 **Perspectivas sobre comunicación y sociedad**
Antonio Méndez Rubio

70 **Fonaments de zoologia**
J. M. Michelena, J. Lluch i J. Baixeras

71 **Diccionari de botànica**
Antoni Aguilella i Felisa Puche

72 **Fundamentos y electrónica de las comunicaciones**
E. Sanchis, V. González y G. Torralba

73 **Teoría del conocimiento**
Josep Lluís Blasco y Tobies Grimaltos